
Objektivierung der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten für die Validierung von Finite-Elemente Menschmodellen

Therese Fuchs



München 2018

Aus dem Institut für Rechtsmedizin der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Matthias Graw

**Objektivierung der Modellbildung von
verletzungsmechanischen Experimenten für die Validierung
von Finite-Elemente Menschmodellen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Therese Fuchs
aus München

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Matthias Graw
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz Priv.-Doz. Dr. Dr. Sven Otto Prof. Dr. Ekkehard Euler
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Prof. Dr. rer. biol. hum. Steffen Peldschus
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
Tag der mündlichen Prüfung:	27.06.2018

Eidesstattliche Erklärung

Fuchs, Therese

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Objektivierung der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten für die Validierung von Finite-Elemente Menschmodellen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 27.06.2018

Therese Fuchs

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Matthias Graw für die Möglichkeit, diese Dissertation am Institut für Rechtsmedizin der Universität München anfertigen zu können, bedanken.

Für die fachliche Beratung und die vielen aufmunternden Worte schulde ich besonderen Dank meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. Steffen Peldschus.

Frau Dr. Sylvia Schick möchte ich für die Beratung bei medizinischen, statistischen und epidemiologischen Fragen danken.

Bei meinen Kollegen Anja Wagner, Felicitas Lanzl, Raül Aranda, Michael Rasch, Klaus Bauer, Julia Mühlbauer und Katrin Brodbeck möchte ich mich zunächst für die tatkräftige Unterstützung bei fachlichen Fragen und administrativen Angelegenheiten bedanken. Nicht missen wollte ich auch den moralischen Beistand durch meine Kollegen und die freundschaftliche Atmosphäre innerhalb der Arbeitsgruppe. Felicitas Lanzl schulde ich hier besonderen Dank für ihr Bemühen um die Bereitstellung und das Instandhalten der Finite-Elemente Software LS-DYNA und sowie des Rechenclusters.

Danken möchte ich auch allen hier nicht namentlich genannten Vorgesetzten und Kollegen in den Bereichen Biomechanik und Unfallforschung für die ein oder andere fachliche Diskussion während der Bearbeitung meiner Doktorarbeit.

Inhaltsverzeichnis

Eidesstattliche Erklärung.....	I
Danksagung.....	II
Inhaltsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	VII
1 Einleitung.....	1
2 Ableitung offener Fragestellungen	3
2.1 Finite-Elemente Menschmodelle	3
2.1.1 Numerische Grundlage.....	3
2.1.2 Anwendung von Finite-Elemente Modellen in der Automobilindustrie.....	4
2.2 Validierung von Finite-Elemente Modellen	10
2.2.1 Allgemein.....	11
2.2.2 Verifizierungs- und Validierungsplan	13
2.3 Validierung von FE Menschmodellen.....	23
2.3.1 Validierungskataloge	23
2.3.2 Objektive Evaluierungsansätze	26
2.3.3 Herausforderungen im Zusammenhang mit der Validierung von FE Menschmodellen.....	27
2.4 Zielsetzung.....	29
3 Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf lokaler Ebene.....	30
3.1 Einleitung.....	30
3.1.1 Beschreibung der Referenzexperimente.....	31
3.1.2 Biomechanische Relevanz der Referenzexperimente.....	35
3.2 Material und Methoden	37
3.2.1 Untersuchung modellbildungsbedingter Einflüsse auf die Validierungsergebnisse	37
3.2.2 Untersuchung experimenteller Einflüsse auf die Modellbildung.....	44
3.2.3 Verwendete Software	45
3.3 Ergebnisse	47
3.3.1 Modellbildungsbedingter Einfluss auf die Validierungsergebnisse	47
3.3.2 Experimenteller Einfluss auf die Validierungsergebnisse	55
3.4 Diskussion.....	57
3.4.1 Modellbildungsbedingter Einfluss auf die Validierungsergebnisse	57
3.4.2 Experimenteller Einfluss auf die Validierungsergebnisse	67
3.4.3 Weitere Erkenntnisse zur Modellbildung.....	69

3.5	Schlussfolgerungen	73
4	Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf regionaler Ebene	77
4.1	Einleitung.....	77
4.2	Material und Methoden.....	80
4.2.1	Analyse der Experimente und Modellbildungsalternativen.....	80
4.2.2	Modellvalidierung	90
4.2.3	Definition einer Sensitivitätsstudie	90
4.3	Ergebnisse	95
4.3.1	Analyse der Experimente und Modellbildungsalternativen.....	95
4.3.2	Validierungsergebnisse	103
4.3.3	Ergebnisse der Sensitivitätsstudie.....	107
4.4	Diskussion.....	113
4.4.1	Analyse der Experimente und Modellbildungsalternativen.....	113
4.4.2	Validierung	118
4.4.3	Sensitivitätsstudie	119
4.5	Schlussfolgerungen	122
5	Schlussfolgerungen	130
6	Ausblick	134
7	Zusammenfassung	136
8	Bibliographie.....	139
9	Glossar.....	144
	Lebenslauf.....	146

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1 Ablauf der Finite-Elemente Methode (FEM)	4
Abbildung 2.2 Transversales Schnittbild eines Mannes aus dem Visible Human Project [15] und FE Thorax [4]... 5	5
Abbildung 2.3 THUMS™ Version 3 Insassenmodell	7
Abbildung 2.4 THUMS™ Version 4.01 Insassenmodell	8
Abbildung 2.5 Links: Vergleich von Elementgrößen. Rechts: Organe im THUMS™ Version 4.01	9
Abbildung 2.6 Menschmodell des GHBM-Konsortiums. Abgebildet ist das 50. Perzentil (männlich).	10
Abbildung 2.7 Einteilung des menschlichen Körpers bei Henninger et al. [23].....	13
Abbildung 2.8 Systematische Einteilung des Menschen	15
Abbildung 2.9 Flussdiagramm eines exemplarischen V&V-Plans (Abbildung entnommen aus [22])	16
Abbildung 2.10 CORA Methode.....	20
Abbildung 2.11 Links: CORA-Korridor C_{kor} / Rechts: CORA-Phase C_{Phase} [46]	21
Abbildung 2.12 Validierungskatalog des Menschmodells THUMS™ Version 4 [51]	24
Abbildung 2.13 Validierungskatalog des Menschmodells THUMS™ Version 4 auf globaler Ebene [51]	24
Abbildung 2.14 Validierungskatalog des Menschmodells THUMS™ Version 5 [19]	25
Abbildung 2.15 Validierungskatalog der THUMS User Community [56]	26
Abbildung 2.16 Kraft-Weg-Kurven zur Bestimmung der Steifigkeit des Femurkopfes (entnommen aus [59])	28
Abbildung 3.1 Herausforderungen der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten	30
Abbildung 3.2 Der Lastangriffspunkt (Loading point) [60]	32
Abbildung 3.3 Prüfeinrichtung bei Del Pozo et al. [60]	32
Abbildung 3.4 Kraft-Weg-Kurven für das posteriore und anteriore Ende jeder Rippe [60]	34
Abbildung 3.5 Oberflächengeometrien aller eingebetteten Rippen [60].....	35
Abbildung 3.6 Ziele und Methodik der mehrstufigen Studie	38
Abbildung 3.7 Entscheidungsprozess eines Modellierers	42
Abbildung 3.8 Position der Rippe im globalen Koordinatensystem	44
Abbildung 3.9 Variation der Drehachse	45
Abbildung 3.10 Validierungsumgebungen der vier identifizierten Modellierungsvarianten	49
Abbildung 3.11 Modellierungsfreiheitsgrade für jede Variante.....	51
Abbildung 3.12 Kraft-Weg-Diagramm am anterioren Rippenende.....	53
Abbildung 3.13 Kraft-Weg-Diagramm am posterioren Rippenende.	53
Abbildung 3.14 Kraft-Weg-Diagramm am anterioren Rippenende.....	54
Abbildung 3.15 Kraft-Weg-Diagramm am posterioren Rippenende..	54
Abbildung 3.16 Kraft-Weg-Diagramm der Sensitivitätsstudie am anterioren Rippenende	56
Abbildung 3.17 Kraft-Weg-Diagramm der Sensitivitätsstudie am posterioren Rippenende	56
Abbildung 3.18 Vergleich des Abstrahierungsgrades bei Li et al. [66] und Poulard et al. [70]	59

Abbildung 3.19 Vergleich aller Validierungsvarianten in Bezug auf deren Abstrahierung.....	59
Abbildung 3.20 Beispiel einer PIRT-Tabelle (entnommen aus [25])	60
Abbildung 3.21 Exemplarischer Prozess der Verifizierung der numerischen Validierungsumgebung	65
Abbildung 3.22 Wahl der numerischen Randbedingungen bei Rossman et al. [59]	66
Abbildung 3.23 experimentelle Randbedingungen bei Rossman et al. [59]	67
Abbildung 3.24 Lage der Rotationsachsen relativ zu den Rippenenden [71]	68
Abbildung 3.25 Mittelwertskurve (schwarz) und Extremkurven (rot) der Kurvenscharen	74
Abbildung 3.26 Berücksichtigung der experimentell bedingten Unsicherheiten	76
Abbildung 4.1 Versuchseinrichtung bei Nightingale et al. [75]	78
Abbildung 4.2 Systematik zur Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten	81
Abbildung 4.3 Liste mit allen Testkonfigurationen in Nightingale et al. [75]	83
Abbildung 4.4 Anatomie der Halswirbelsäule zu Beginn des Experiments und nach dem Anprall.....	84
Abbildung 4.5 Zeit-Kraft-Kurven	85
Abbildung 4.6 Liste mit allen Verletzungen	86
Abbildung 4.7 Winkel, der zwischen der C7T1 Bandscheibe (grau) und der Horizontalen eingestellt wurde	87
Abbildung 4.8 Modellierung des Aluminiumtopfs, der Kraftmesszelle sowie des Stahlkörpers	88
Abbildung 4.9 Knotenauswahl auf dem T1 Wirbel für die starre Anbindung der Halswirbelsäule	89
Abbildung 4.10 Schädelknochen des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01	92
Abbildung 4.11 koronaler Schnitt durch den Schädel des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01)	92
Abbildung 4.12 Äußere Weichgewebe am Kopf (gelb) und im Gesicht (hellblau) des THUMS™ Version 4.01	93
Abbildung 4.13 Modellierung der äußeren Weichgewebe am THUMS™ Version 4.01.....	94
Abbildung 4.14 Freikörperdiagramm aller Reaktionskräfte und Momente	98
Abbildung 4.15 Modellierungsvarianten für den Impaktor.....	101
Abbildung 4.16 Modellierungsvarianten für den Aluminiumtopf, die Kraftmesszelle und den Stahlkörper	102
Abbildung 4.17 Energiediagramm für die innere, kinetische, Hourglass- und Gesamtenergie	104
Abbildung 4.18 Verlauf der Kinematik	104
Abbildung 4.19 resultierende Kopf- und T1-Kraft aus der Simulation	105
Abbildung 4.20 resultierende Kopfkraft aus der Simulation im Vergleich mit der experimentellen Kurve	106
Abbildung 4.21 resultierende T1-Kraft aus der Simulation im Vergleich mit der experimentellen Kurve	106
Abbildung 4.22 Ergebnisse der Parameterstudien (resultierende Kopfkraft)	109
Abbildung 4.23 Ergebnisse der Parameterstudien (resultierende T1-Kraft)	112
Abbildung 4.24 Identifizierung, Bewertung, Auswahl und Definition Validierungsparameter	117
Abbildung 4.25 Bezugskurve mit oberer und unterer Grenzkurve	125
Abbildung 4.26 Berücksichtigung von Unsicherheiten	127
Abbildung 4.27 Analyse von Unsicherheiten bei der Modellbildung	129

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1 Simulationsmatrix für die Sensitivitätsstudie zur Variation der Lage der Drehachse	45
Tabelle 3.2 Ergebnisse des Vergleichs von verschiedenen Modellierungsvarianten	47
Tabelle 3.3 Unterschiede in der Modellierung der verschiedenen Validierungsmodelle	49
Tabelle 3.4 Ergebnisse der unter 3.2.1.3 entwickelten Kriterien zum Modellvergleich.....	50
Tabelle 3.5 PIRT Tabelle für del Pozo et al. zur Klassifizierung der Modellkomponenten	61
Tabelle 3.6 Bewertung der Korrelation zweier Signale [71]	74
Tabelle 3.7 Anpassen des ISO Bewertungsschema an die Ergebnisse der Sensitivitätsstudie	75
Tabelle 3.8 PIRT Tabelle zur Klassifizierung von Validierungsparametern	71
Tabelle 4.1 Matrix aller Versuchskonfigurationen bei Nightingale et al. [73], [74].....	82
Tabelle 4.2 Maximalwerte der resultierenden Kopf- und T1-Kraft und des resultierenden T1-Moments	85
Tabelle 4.3 Elementwahl und Materialwahl für die modellierten Komponenten der Validierungsumgebung	89
Tabelle 4.4 Parameter der Materialmodelle von Kortikalis, Diploe und den Schädelnähten	91
Tabelle 4.5 Liste mit für die numerische Umsetzung notwendigen Komponenten	96
Tabelle 4.6 PIRT Tabelle zur Klassifizierung von Validierungsparametern	97
Tabelle 4.7 PIRT Tabelle für Nightingale et al. [73], [74] zur Klassifizierung der Modellkomponenten	100
Tabelle 4.8 Anpassen des ISO Bewertungsschema an die Ergebnisse der Sensitivitätsstudie	126

1 Einleitung

Die Traumabiomechanik beschäftigt sich mit dem Verhalten des menschlichen Körpers unter dynamischen Belastungen und den daraus resultierenden Verletzungen [1]. Wichtigstes Anliegen von Forschungsvorhaben der Traumabiomechanik ist der Schutz des menschlichen Körpers vor ernststen Verletzungen [2], die bei Unfällen im Straßenverkehr, beim Sport oder bei tätlichen Übergriffen entstehen. Passive Sicherheitssysteme wie Gurte und Airbags in Kraftfahrzeugen beispielsweise retten etwa 13000 Leben pro Jahr [3]. Die Entwicklung und Optimierung solcher Schutzmaßnahmen für hochdynamische Anprallszenarien setzt ein fundiertes Verständnis und Wissen der menschlichen Verletzungsmechanismen unter verschiedenartigen Belastungen voraus. Für die Abbildung und Analyse solcher verletzungsmechanischen Phänomene haben sich in der Vergangenheit verschiedenartige Möglichkeiten etabliert [4]. Dazu gehören Freiwilligenversuche, in deren Rahmen Probanden einer Belastung unterhalb der Verletzungsgrenze ausgesetzt werden, und Experimente mit physischen Ersatzmodellen des Menschen. Zu diesen gehören postmortale Testobjekte (PMTO), Tiermodelle und anthropometrische Messpuppen (besser bekannt als sogenannte „Crashtest-Dummies“). Voraussetzung für den Einsatz solcher Modelle ist der Nachweis eines Mindestmaßes an Biofidelität, also der Vergleichbarkeit des bio- und verletzungsmechanischen Verhaltens mit dem lebendigen menschlichen Körper [4].

Mitbegründer und Wegbereiter der modernen Traumabiomechanik ist Colonel John Stapp, der in 50er Jahren des 20. Jahrhunderts erste Freiwilligenversuche durchführte, um die Auswirkungen von Beschleunigungskräften auf den menschlichen Körper zu erforschen. Dazu führte er Schlittenversuche durch, bei denen der Proband der über 40-fachen Erdbeschleunigung g ausgesetzt war. Die ersten anthropometrischen Messpuppen wurden ebenfalls in den 50er Jahren des vorherigen Jahrhunderts entwickelt. Der sogenannte Hybrid III Dummy, der in den 70er Jahren zum ersten Mal zum Einsatz kam, stellt die Basis für viele nachfolgende Entwicklungen in der passiven Fahrsicherheit und Unfallforschung der Automobilindustrie dar. Bis zum heutigen Tag sind anthropometrische Messpuppen das Werkzeug der Wahl im Verbraucherschutz und der Gesetzgebung, um die Sicherheit eines Automobils zu bewerten. Verletzungsmechanische Versuche mit PMTO weisen eine noch längere Historie auf. Allerdings sind diese seit jeher mit einer Reihe von Einschränkungen verbunden. Neben allen ethischen Bedenken im Zusammenhang mit Leichenversuchen stellt sich besonders die Frage nach der physiologischen Relevanz der Ergebnisse auf verletzungsrelevanten Belastungsniveaus. Die hohe Streuung der Testergebnisse aufgrund der menschlichen Diversität und die Grenzen der Auswertbarkeit der in den Versuchen erhobenen Daten stellen weitere Einschränkungen dar [4].

Deshalb hat sich gerade bei verletzungsmechanischen Fragestellungen in den letzten Jahrzehnten die numerische Simulation mit virtuellen Abbildungen des menschlichen Körpers als Alternative zu Experimenten mit PMTO in der Traumabiomechanik etabliert. Eine weitere tragende Rolle für den Bedeutungsgewinn von computergestützten sogenannten Menschmodelle spielt die rasante Entwicklung numerische Methoden, wie die Finite-Elemente (FE) Methode. Diese hat sich in den letzten Jahren hinsichtlich ihrer Rechengeschwindigkeit [1], [2], [5], [6], der Auswahl an numerischen Abbildungsmöglichkeiten und der Vielfalt an Materialdaten enorm verbessert [7]. Menschmodelle auf Basis der FE Methode bieten den grundlegenden Vorteil, Verletzungsmechanismen auch auf struktureller Ebene in den Geweben abbilden zu können. Abhängig von ihrer Abbildungsgenauigkeit kann mit diesen Modellen Materialschwächung oder Materialversagen simuliert werden, wodurch eine Vorhersage bezüglich einer möglichen Knochenfraktur oder dem Versagen einer Bandstruktur getroffen werden kann. Bei anthropometrischen Messpuppen erfolgt die Verletzungsprädiktion lediglich auf Basis von globalen

Kriterien, wie Beschleunigungswerten verschiedener Messpunkte, oder anderen einfachen mechanischen Belastungen des Insassen. Allerdings ist und bleibt eine numerische Abbildung des Menschen eine Idealisierung und enthält deswegen viele Annahmen. Aufgabe eines Modellierers ist es, diese Annahmen so zu formulieren, dass deren Folgen berechenbar bleiben und im Rahmen der gewollten Anwendung der Modelle liegen. Dazu muss jedes FE Menschmodell verifiziert und gegen Daten aus verletzungsmechanischen Experimenten validiert werden. Die numerische Vorhersagefähigkeit der Modelle wird dabei durch den Vergleich von korrespondierenden experimentellen und numerischen Ergebnissen überprüft.

Obwohl sich FE Menschmodelle langsam zu einem Werkzeug für die Bearbeitung von verschiedensten Fragestellungen aus Forschung und Industrie entwickeln, gibt es keine akzeptierten oder standardisierten Vorgehensweisen für die Validierung dieser Modelle. Ein global anerkanntes, objektives Verfahren für die Validierung von FE Menschmodelle ist aber gerade deshalb von fundamentaler Bedeutung, weil durch diesen Prozess die Glaubwürdigkeit der Modelle hergestellt wird. Aufgrund der vielfältigen Möglichkeiten der FE Methode und der komplexen Überführung des Menschen in sein numerisches Abbild muss durch eine geeignete Validierung die Validität der Modelle sichergestellt werden.

In der vorliegenden Arbeit soll eine Systematik für die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten, welche die Grundlage für die Validierung von FE Menschmodelle darstellen, entwickelt werden. Damit soll eine objektive Basis geschaffen werden, auf der spätere Validierungsergebnisse ausgewertet werden können.

2 Ableitung offener Fragestellungen

2.1 Finite-Elemente Menschmodelle

2.1.1 Numerische Grundlage

Zunächst werden grundlegende Begrifflichkeiten und Methoden der numerischen Simulation erklärt. „Die Simulation ist das Nachbilden eines Systems mit seinen dynamischen Prozessen in einem experimentierbaren Modell, um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragbar sind“ (VDI Richtlinie 3633) [8]. Durch eine numerische Simulation werden folglich Experimente virtuell durchgeführt, um anschließend aus den Ergebnissen Rückschlüsse auf das reale Verhalten ziehen zu können. Das in der Richtlinie genannte *System* ist eine Reihe von physisch vorhandenen Dingen, die miteinander interagieren und beobachtbar sind [9]. Eine Simulation setzt sich immer aus einem oder mehreren *Modellen* zusammen, welche ein *„beschränktes Abbild der Wirklichkeit“* [10] darstellen, das real auftretende Verhalten aber hinreichend genau beschreibt. Beschränkt bedeutet, dass das Modell nie vollständig sein kann. Schon ein scheinbar einfaches Objekt ist derart komplex in seinen physikalischen, mechanischen, thermischen und optischen Eigenschaften, dass eine vollständige numerische Beschreibung nicht möglich ist. Ein Modell stellt folglich immer eine Vereinfachung eines Systems dar. Es muss dabei aber ausreichend genau sein, um einen definierten Zweck zu erfüllen. Die dem realen Objekt zugrundeliegenden physikalischen Eigenschaften und Parameter werden numerisch, d.h. in Form von mathematischen Differentialgleichungen, beschrieben. Das Modell stellt aber nicht nur physikalische Eigenschaften eines Realobjekts dar, wie beispielsweise dessen Materialverhalten. Auch die Geometrie dieses Objekts wird durch das Modell näherungsweise nachgebildet. Zusammen mit definierten Anfangs- und Randbedingungen bildet das mathematische Modell das sogenannte Simulationsmodell. Dieses wird durch eine hohe Anzahl an zeitabhängigen, komplexen Differentialgleichungen beschrieben. Auf Basis eines numerischen Näherungsverfahrens werden diese Gleichungen gelöst.

Die Finite-Elemente Methode (FEM) stellt das heutzutage am meisten verwendete Berechnungsverfahren der numerischen Simulation dar. Vor allem die enorme Weiterentwicklung von Hard- und Software in Form von leistungsstarken Rechnern mit hohen Speicherkapazitäten und bedienerfreundlichen Programmen haben die Methode dorthin gebracht. Sie findet in den unterschiedlichsten Gebieten Anwendung, von mechanischen Strukturberechnungen über elektrotechnische Aufgabenstellungen und Temperaturfeldanalysen bis hin zur Berechnung des biomechanischen Verhaltens von humanen Geweben unter dynamischen Belastungen.

Jede Art von Struktur verformt sich oder baut innere Spannungen auf, wenn sie in Form von Kräften oder Momenten belastet wird. Verformungen von Strukturen mit einfachen Geometrien wie Stäbe, Balken oder Platten sind mithilfe von Formeln und Lösungsansätzen der technischen Mechanik relativ einfach zu berechnen. Allerdings sind die in der Praxis relevanten Strukturen meist sehr komplex aufgebaut. Daher können Berechnungen nach den Formeln der technischen Mechanik nur durch starke Vereinfachungen vorgenommen werden. Die FEM bedient sich einem Näherungsverfahren, bei dem die komplexe Form der zu untersuchenden Struktur in endlich viele (finite), einfach geformte Elemente (Stab- oder Balkenelemente für eindimensionale, Membran- oder Schalenelemente für zweidimensionale, sowie Volumenelemente für dreidimensionale Elemente) zerlegt wird. Dies wird als Diskretisierung bezeichnet. Jedem dieser Elemente wird eine bestimmte Materialdefinition zugewiesen, auf deren Basis sowohl der Zusammenhang zwischen Belastung und Verformung hergestellt, als auch die

Massenverteilung definiert wird. Die Elemente sind an sogenannten Knotenpunkten miteinander verbunden. Zwischen den Nachbarelementen bestehen Gleichgewichtsbedingungen, mit deren Hilfe Aussagen über die Verschiebungen und Kräfte an den Knoten getroffen werden können. Auf Grundlage dieser Knotenverschiebungen lassen sich schließlich Spannungen innerhalb der Elemente und weitere Größen ermitteln. Gleichzeitig wird durch die Diskretisierung die das System beschreibende partielle Differentialgleichung in ein System mehrerer, einfacher zu handhabender linearer Differentialgleichungen transformiert. Diese können mithilfe der FEM gelöst werden [11]. Erhöht man die Anzahl der Knoten, wird einerseits die Netzqualität verfeinert und die Geometrie genauer abgebildet. Gleichzeitig wird aber auch die Anzahl der zu lösenden Differentialgleichungen erhöht. Eine Verfeinerung des Netzes geht folglich immer mit einer erhöhten Rechendauer einher. Zur Lösung des Gleichungssystems können sowohl implizite als auch explizite Lösungsverfahren verwendet werden. Im Rahmen dieser Doktorarbeit werden dynamische und nichtlineare Systeme betrachtet. Deshalb werden alle Simulationen durch explizite Verfahren gelöst. Impliziten Lösungsverfahren finden vor allem Anwendung für statische Aufgabenstellungen [11].

Grundsätzlich lässt sich der Ablauf der FEM in drei Phasen untergliedern, der Modellaufbereitungsphase, dem sogenannten *Preprocessing*, der eigentlichen Rechenphase sowie der Simulationsauswertung und Ergebnisdarstellung, dem sogenannten *Postprocessing* (vgl. Abbildung 2.1). Während der Modellaufbereitung wird das diskretisierte Modell auf die eigentliche Rechnung vorbereitet. Elementen wird ein Materialverhalten in Form von mathematischen Modellen zugewiesen. Randbedingungen in Form von äußeren Belastungen wie Drücken oder Kräften sowie Zwangsbedingungen wie Lagerdefinitionen oder Kontakte mit der Umwelt werden definiert. Außerdem wird festgelegt, welche Parameter als Simulationsergebnisse berechnet werden sollen. Während der Rechenphase werden alle definierten Gleichungssysteme durch den sogenannten *FE Solver* gelöst, um in der folgenden Phase des *Postprocessing* die Simulationsergebnisse extrahieren, auswerten und in geeigneter Form darstellen zu können.

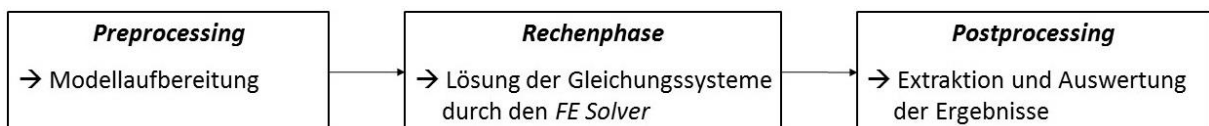


Abbildung 2.1 Ablauf der Finite-Elemente Methode (FEM). Zunächst wird das Modell während des sogenannten Preprocessing auf die Simulation vorbereitet, bevor die Gleichungssysteme durch den FE Solver während der Rechenphase gelöst werden. Im letzten Schritt werden die Ergebnisse extrahiert und ausgewertet.

2.1.2 Anwendung von Finite-Elemente Modellen in der Automobilindustrie

Der Einsatz von Finiten-Elemente (FE) Modellen zur Vorhersage dynamischer Eigenschaften verschiedenster Strukturen gewann sowohl in der Forschung als auch für industrielle Anwendungen - wie beispielsweise in der Luftfahrt- oder der Automobilindustrie - in den letzten Jahrzehnten immer mehr an Bedeutung. Auch in der Biomechanik werden Abbildungen des menschlichen Körpers mit der FEM vermehrt zur Untersuchung von Verletzungsmechanismen eingesetzt. Besonders in der Automobilindustrie finden sogenannte FE Menschmodelle Anwendung. Dabei werden sie als Werkzeug eingesetzt, um das Schutzpotenzial von passiven Sicherheitssystemen, wie Gurtsystemen und Airbags, im Automobil evaluieren und optimieren zu können. Durch ein besseres Verständnis von Verletzungsmechanismen, die für verschiedene Unfallszenarien charakteristisch sind, verspricht man sich, Verletzungen in Zukunft besser vorhersehen und diese durch geeignete Präventionsmaßnahmen vermeiden oder deren Schwere verringern zu können. Dabei ergänzen FE Menschmodelle die sogenannten konventionellen

anthropometrischen Messgeräte (besser bekannt als „Crashtest Dummies“), welche aufgrund ihrer idealisierten Abbildung menschlicher Strukturen und Materialien für eine realistische Vorhersage menschlichen Verhaltens während eines Unfalls unzureichend sind und nur bedingt Rückschlüsse auf Verletzungsmechanismen zulassen. Insbesondere der enorme Fortschritt und der mittlerweile äußerst hohe Entwicklungsstand von passiven Sicherheitssystemen im Automobil fordert neue und genauere Werkzeuge, um diese Systeme evaluieren und optimieren zu können. Konventionelle anthropometrische Messgeräte sind aufgrund ihres hohen Wiederbeschaffungswerts so konzipiert, dass sie eine Vielzahl von Crash-Versuchen unbeschadet überstehen können. Damit eine mehrmalige Anwendung bereitgestellt werden kann, bestehen sie aus einer sehr robusten Struktur, einer vereinfachten Geometrie und einfachen Materialien wie Stahl oder Gummi. Gelenke sind dabei durch Starrkörpergelenke angenähert und Organe nur andeutungsweise repräsentiert [12]. Zudem besitzen sie sehr eingeschränkte Einsatzmöglichkeiten (je nach Verwendungszweck für Frontal-, Heck- oder Seitenaufprall ausgelegt) und stellen nur einen kleinen Teil der Bevölkerung dar [13], [14]. Damit können mit den anthropometrischen Messgeräten zwar die Kinematik von Fahrzeuginsassen und wenige weitere mechanische Belastungsparameter, wie beispielsweise die Kraft auf den Oberschenkel, Thoraxeindrückung oder ähnliches, gemessen werden, von einem menschlichen Verhalten der Modelle kann aber aus den genannten Gründen nicht ausgegangen werden. Auf Verletzungen kann nur auf Basis von global gemessenen Parametern, wie der Beschleunigung des Automobils oder verschiedener Körperteile, geschlossen werden. FE Menschmodelle dagegen bieten nicht nur die Möglichkeit, die Kinematik des Fahrzeuginsassen oder eines Fußgängers oder einfache mechanische Belastungsparameter während des Anpralls wiederzugeben. Vielmehr können durch eine genaue Spannungs- oder Dehnungsanalyse Verletzungsmechanismen auf struktureller Ebene lokal in den verschiedenen Geweben des FE Menschmodells abgebildet werden. Damit stellen Menschmodelle Charakteristika bereit, die es ermöglichen, passive Sicherheitssysteme im und am Automobil weiter zu optimieren und ihren Entwicklungsstand zu erhöhen.

FE Menschmodelle zeichnen sich besonders durch ihre hohe Biofidelität aus, d.h. dem Vermögen, menschliches Verhalten real abbilden zu können. Durch die Diskretisierung der Anatomie eines Menschen in finite Elemente (vgl. Abbildung 2.2, entnommen aus [4]) wird nicht nur die Geometrie des menschlichen Körpers in FE Menschmodellen detailgenau wiedergegeben. Es wird auch das für die verschiedenen Gewebsarten im Menschen typische biomechanische Verhalten abgebildet, in dem für jedes Element einer Gewebeart ein charakteristisches mathematisches Materialmodell definiert wird.

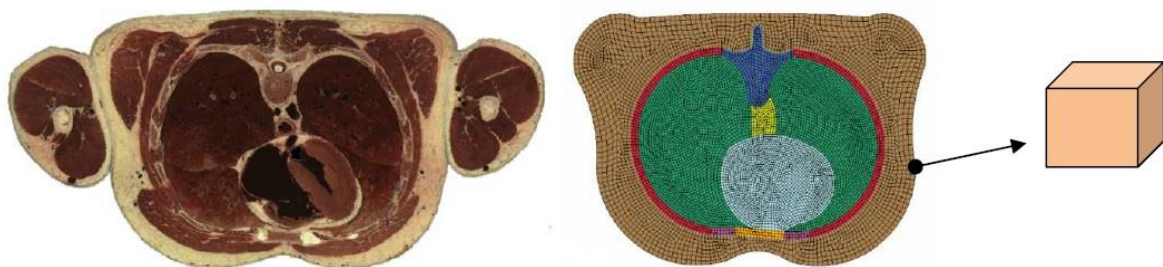


Abbildung 2.2 Das Bild links zeigt ein transversales Schnittbild eines Mannes aus dem *Visible Human Project* [15], auf Basis dessen die Diskretisierung und Erstellung des FE Thorax', zu sehen in der Mitte, vorgenommen wurde. Der Quader rechts zeigt ein einzelnes Subvolumen, ein sogenanntes Element. [4]

So kann das biomechanische Verhalten von Geweben wie Knochen, Fett, Muskeln, Sehnen und Bänder auch auf struktureller Ebene realitätsgetreu dargestellt werden. Damit ist es möglich, Spannungsver-

läufe und Deformationen innerhalb der Gewebe abzubilden, um damit beispielsweise Knochenfrakturen zu simulieren. So kann letztlich nicht nur die Kinematik eines Fahrzeuginsassen oder Fußgängers, sondern auch das Verletzungspotential von Knochen und Bändern veranschaulicht werden. Werden bei anthropometrischen Messpuppen das Verletzungspotenzial anhand von Kraft und Beschleunigungsmessungen über Sensoren bestimmt, können beim Menschmodell Verletzungen potentiell direkt am entsprechenden Gewebe abgelesen werden und tragen so zu einem besseren Verständnis des Verletzungsmechanismus bei.

Allerdings stellt besonders das Überführen des biomechanischen Verhaltens von menschlichen Geweben in mathematische Modelle eine große Herausforderung im Bereich der Menschmodellierung dar. Können industriell gefertigte Materialien, wie Stähle oder Kunststoffe, welche in anthropometrischen Messpuppen vorkommen, teilweise noch durch einfache, lineare Materialgesetze beschrieben werden, zeigt biologisches Gewebe meist ein sehr komplexes, nichtlineares, anisotropes und viskoelastisches Materialverhalten [4]. Die Definition eines geeigneten Materialmodells erfordert viel Erfahrung auf diesem Gebiet. Des Weiteren sind für viele Parameter, die charakteristisch für verschiedene Gewebestypen sind, selbst heutzutage noch keine verlässlichen Daten in der Literatur zu finden, da der Parameter möglicherweise in Versuchen bestimmt wurde, die vor fast 50 Jahren durchgeführt wurden und deren Randbedingungen vor dem Hintergrund des enormen experimentellen Fortschritts in den letzten Jahrzehnten bezüglich ihrer Angemessenheit hinterfragt werden müssen. Beispielsweise basieren Werte wie Dichte, Elastizitätsmodul oder Fließspannung des kortikalen Wirbelknochens oder des trabekularen Brustbeinknochens eines gängigen Menschmodells auf Versuchen, die Yamada et al. im Jahr 1970, also vor über 45 Jahren, durchführte [16]. Allerdings stellt eine akkurate Definition von mathematischen Materialmodellen für die verschiedenen Gewebearten die Grundlage für eine aussagekräftige Simulation dar. Die Materialmodellierung spielt daher eine wichtige Rolle während der Entwicklung eines Menschmodells und für dessen spätere Wiedergabegenauigkeit.

Mittlerweile gibt es eine Vielzahl an kommerziell verfügbaren Menschmodellen. Aufgrund des unterschiedlichen Detaillierungsgrads der Modelle sollte zwischen zwei Modellklassen unterschieden werden. Auf der einen Seite sind solche Modelle zu finden, die sich aufgrund einer relativ geringen Elementzahl (zwischen 150.000 und 300.000 Elemente) durch geringe Rechenzeiten auszeichnen. Allerdings sind diesen Modellen dadurch Grenzen in ihrer Anwendbarkeit und Abbildungsgenauigkeit gesetzt. Sie eignen sich für die Abbildung der Kinematik von Insassen und Fußgängern und für einfache mechanische Auswertungen. Spannungs- oder Dehnungsanalysen sind aufgrund des groben Netzes nur dann in bestimmten Körperregionen möglich, wenn das Modell lokal eine höhere Abbildungsgenauigkeit aufweist. Beispiele für solche Modelle sind das Menschmodell THUMS™ Version 3 und THUMS™ Version 5. Auf der anderen Seite finden sich Modelle, die sich durch einen hohen Entwicklungsstand auszeichnen. Sie weisen oftmals eine Elementanzahl jenseits der 1,5 Millionen auf, was zu Lasten der schnelleren Rechenzeiten der „kleinen“ Modelle geht. Allerdings ermöglicht die höhere Anzahl an Elementen eine genauere Abbildung der Strukturen im Körper und zusätzlich detaillierte Spannungs- oder Dehnungs-Analysen, um Verletzungen in den verschiedenen Geweben zu simulieren. Beispiele für Modelle sind THUMS™ Version 4 und das Menschmodell des GHBM (Global Human Body Model) – Konsortiums. Im Folgenden sollen die hier genannten Modelle näher vorgestellt werden.

THUMS™

Das in Deutschland sowohl an universitären Einrichtungen als auch in der Industrie am häufigsten verwendete Menschmodell ist das sogenannte THUMS™ (**T**otal **HU**man **M**odel for **S**afety) Modell, welches von der Toyota Motor Corporation (TMC) und den Toyota Central Research & Development Labs (TCRDL) entwickelt wurde. Die erste Modellversion wurde im Jahr 2000 veröffentlicht und seither ständig weiterentwickelt. Gegenwärtig sind die Versionen drei und vier, beide sowohl als Fahrzeuginsasse als auch Fußgängermodell verfügbar, sowie die Version fünf in Gebrauch, welche lediglich als Insassenmodell vorliegt.

THUMS™ Version 3 repräsentiert einen 30- bis 40-jährigen amerikanischen Mann mit einer Körpergröße von 1,75 m und einem Gewicht von 77 kg, was dem 50. Perzentil der Bevölkerung entspricht. Das Modell enthält etwa 105 000 Knoten und etwa 150 000 Elemente und wurde bis 2008 entwickelt. Alle knöchernen Strukturen des Modells bestehen aus zwei Schichten: die Spongiosa wird durch Volumenelemente (Hexaeder) abgebildet und ist mit einer Schicht aus Schalenelementen umgeben, die die Kortikalis repräsentieren. Das Material dieser beiden Schichten wird mit einem isotropen, elastoplastischen Materialmodell modelliert, welches auch ein Materialversagen abbildet. Dazu wurde auf Basis von Werten aus der Literatur ein Grenzwert für die plastische Dehnung eines Elements, die sogenannte Bruchdehnung, definiert. Wird ein Element über diesen Wert hinaus belastet, beispielsweise durch eine zunehmende Verformung in Folge einer Belastung, wird es eliminiert und spielt in der weiteren Berechnung keine Rolle mehr. Das Löschen des Elements in der Simulation entspricht in der Realität dem Bruch des Knochens. Die Werte für die Bruchdehnung, die Dichte und den Elastizitätsmodul sind für den kortikalen Teil des Knochens deutlich höher als für den schwammartigen, spongiösen Teil. Neben den knöchernen Strukturen enthält das THUMS™ Version 3 Abbildungen von Weichgeweben wie Bändern (Schalenelemente), Bandscheiben (Volumenelemente), Muskeln und Sehnen (eindimensionale Stabelemente), Muskel- und Fettgewebe (Volumenelemente) sowie der Haut (Schalenelemente). Des Weiteren verfügt das Model über ein detailliertes Gehirnmodell. Innere Organe sind allerdings vereinfacht als ein Volumenkörper zusammengefasst. Im THUMS™ Version 3 werden überwiegend einfache Materialmodelle verwendet, die elastisches, elastoplastisches oder viskoelastisches Verhalten repräsentieren und somit nur eine verhältnismäßig grobe Annäherung an das reale Verhalten von biologischen Materialien darstellen. [17]

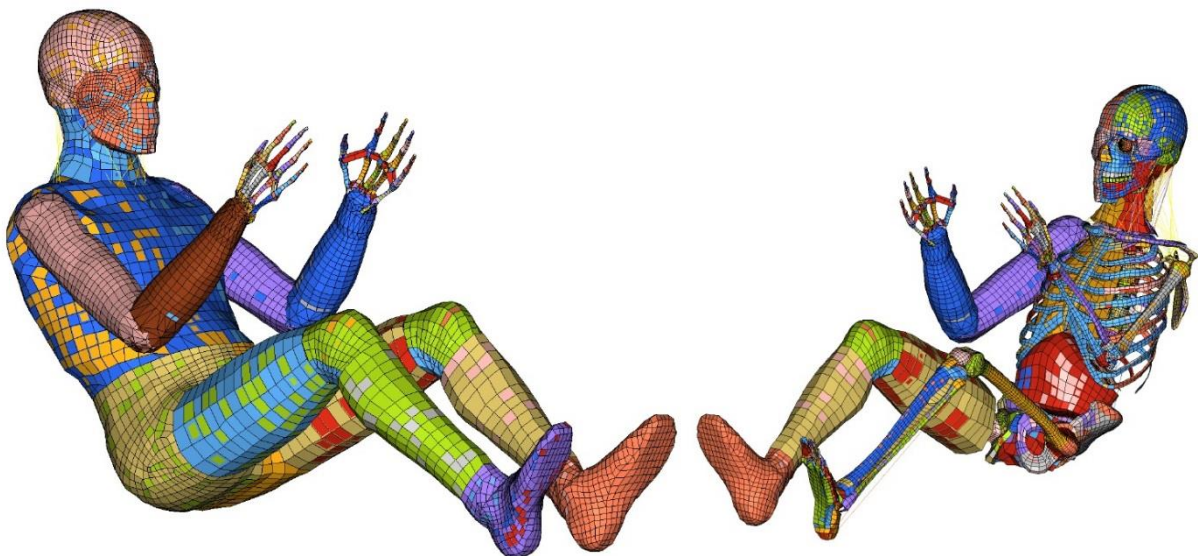


Abbildung 2.3 THUMS™ Version 3 Insassenmodell

Das im Jahr 2010 veröffentlichte THUMS™ Version 4.01 Modell ist ein vollständig neu entwickeltes Menschmodell, das sich, verglichen mit seinem Vorgängermodell THUMS™ Version 3, durch eine hohe Abbildungsgenauigkeit auszeichnet. Mit einer Anzahl von in etwa 630 000 Knoten und 1 800 000 Elemente galt es bei seiner Erstveröffentlichung als erstes Menschmodell der nächsten Generation. Es repräsentiert ebenfalls das 50. Perzentil eines amerikanischen Manns, der 175 cm groß ist, 77 kg schwer und zwischen 30 und 40 Jahre alt ist.



Abbildung 2.4 THUMS™ Version 4.01 Insassenmodell

Neben dem wesentlich feineren FE Netz ist der größte Unterschied des THUMS™ Version 4.01 zu seinem Vorgängermodell die Modellierung der inneren Organe. Mithilfe neuer, hochauflösender Computertomografiebilder konnten die Organe digitalisiert und eine geometrische Grundlage für die Modellierung von Herz, Lunge, Leber, Niere, Milz, Bauchspeicheldrüse, Gallenblase, Galle, Speiseröhre, Magen und Darm geschaffen werden. Die physikalischen Eigenschaften der Organgewebe wurden in mathematischen Materialmodellen auf Basis von Literaturwerten bestimmt. Damit bietet der THUMS™ Version 4.01 das Potenzial, Vorhersagen hinsichtlich der Verletzung einzelner, innerer Organe zu treffen. Die Aufteilung der knöchernen Strukturen in eine zweidimensionale (Kortikalis, Schalenelemente) und eine dreidimensionale Schicht (Spongiosa, Volumenelemente) spiegelt sich auch größtenteils im THUMS™ Version 4 wieder. Allerdings wurden die Materialmodelle aktualisiert. Das Materialversagen der knöchernen Strukturen wird im Gegensatz zum THUMS™ Version 3 nicht über einen plastischen Bruchdehnungswert definiert, nach dessen Überschreiten Elemente gelöscht werden. Nach Abschluss der Simulation mit dem THUMS™ Version 4.01 muss vielmehr überprüft, welchen maximalen Spannungen, Dehnungen oder Drücken die entsprechenden Strukturen ausgesetzt waren und ob diese den Grenzwert der Bruchdehnung überschritten haben oder nicht. Anhand dieses Grenzwertes kann nun auch ohne Elementeliminierung (wie im THUMS™ Version 3) Aussagen über die Verletzungen getroffen werden. [18]

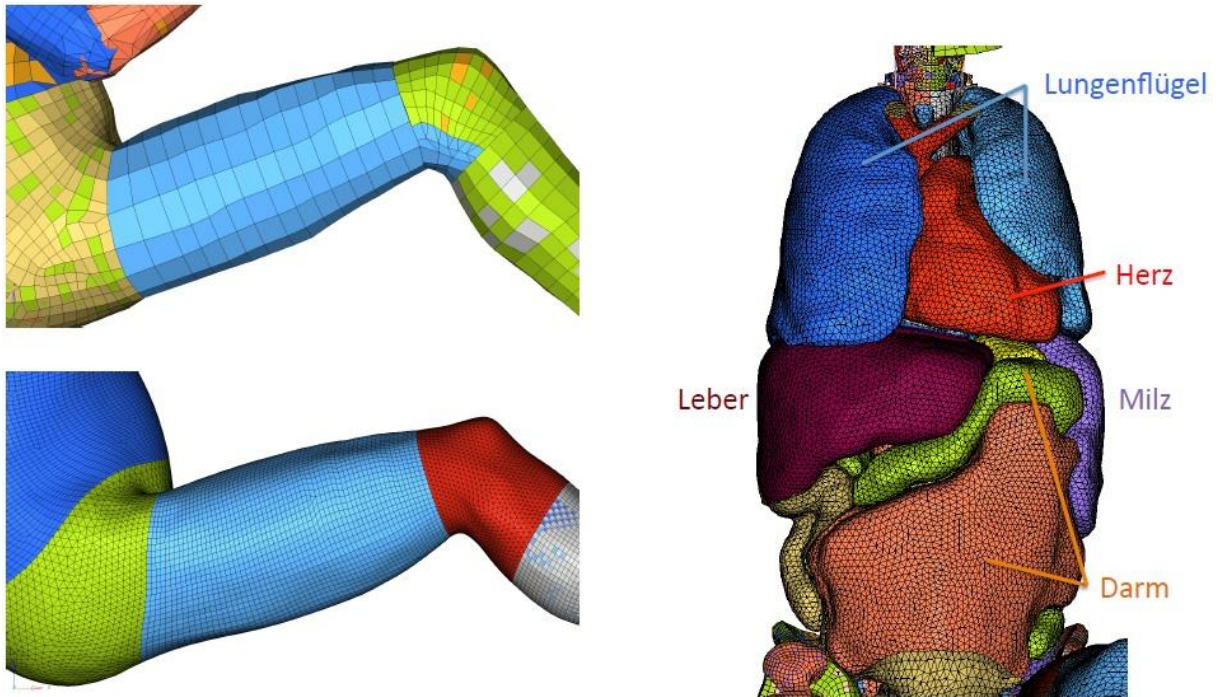


Abbildung 2.5 Links: Vergleich der Elementgröße zwischen THUMS™ Version 3 (oben) und THUMS™ Version 4.01 (unten). Rechts: Organe im THUMS™ Version 4.01 (anteriore Ansicht)

Das im Jahr 2015 veröffentlichte THUMS™ Version 5 Modell ist eine weiterentwickelte Version des THUMS™ Version 3. Es ist derzeit als Insassenmodell eines 50-Perzentil-Mannes erhältlich. In diesem Modell ist die Kortikalis der Röhrenknochen mit Volumenelementen modelliert - im Gegensatz zu seinem Basismodell, in dem dafür Schalenelemente verwendet wurden. Des Weiteren wurde der Schulterkomplex hinsichtlich seiner Geometrie und die Brust- und Lendenwirbelsäule hinsichtlich Materialmodellwahl verbessert. Neu im Modell ist die Abbildung innerer Organe wie der Lungen, des Herzen, der Leber, der Nieren, der Milz und des Magens sowie der Gefäße Aorta und Vena Cava. Zusätzlich wurden aktive Muskelemente integriert, welche das Model für die Evaluierung des Einflusses von Muskelaktivität auf Verletzungsmechanismen qualifizieren. [19]

GHBM

Das "Global Human Body Model Consortium" (GHBM), ein Verbund aus Autoherstellern und Zulieferern, Forschungsinstituten und Regierungsbehörden, hat sich zum Anspruch gesetzt, Menschmodelle mit der aktuell höchsten Abbildungsgenauigkeit und der höchsten Biofidelität, zu entwickeln. In naher Zukunft sollen neben Modellen mit unterschiedlichem Alter, unterschiedlicher Körperform und Größe auch Kindermodelle (3, 6 und 10 Jahre) entstehen. Das 50. Perzentil Modell ist derzeit schon kommerziell verfügbar. Es enthält über 2 Millionen Elemente sowie über 1,3 Millionen Knoten und weist dementsprechend eine extrem feine Vernetzung auf. Aufgrund der hohen Abbildungsgenauigkeit sind Simulationen mit dem Modell des GHBM-Konsortiums aber deutlich rechenintensiver. Das Modell ist in die fünf Körperregionen Kopf, Nacken, Thorax, Abdomen, untere Extremitäten unterteilt worden. Jede dieser fünf Körperbereiche wurde je einer Universität und einem Automobilhersteller zugeordnet, die anschließend für die Entwicklung dieses Bereichs verantwortlich waren. [20]



Abbildung 2.6 Menschmodell des GHBM-Konsortiums. Abgebildet ist das 50. Perzentil (männlich).

Weiter verfügbare Menschmodelle

Des Weiteren gibt es noch eine Reihe von älteren Menschmodellen, die allerdings in den letzten Jahren nicht mehr gemäß dem Stand der Wissenschaft aktualisiert wurden und hier lediglich Erwähnung finden. Dazu gehören das HUMOS-Modell, das innerhalb eines EU Projekts entwickelt wurde, und das H-Model, das von der Softwarefirma ESI entwickelt wurde. [21]

2.2 Validierung von Finite-Elemente Modellen

Die computergestützte Modellierung des Menschen mit der FEM stellt eine große Herausforderung dar. Zum einen ist die FEM ein höchst komplexes Berechnungsverfahren, welches über eine Vielzahl an verschiedenen, oft nicht mehr ganz übersichtlichen Parametern zu steuern ist. Zum anderen ist die Überführung des Menschen in sein numerisches Abbild mit großen technischen Ansprüchen verbunden. Im Modellerstellungsprozess müssen zunächst die komplexen menschlichen Geometrien adäquat diskretisiert und in ein FE Netz überführt werden, das auf der einen Seite, ausreichend fein sein sollte, um alle relevanten anatomischen Strukturen abzubilden, auf der anderen Seite aber nicht die spätere Rechenzeit durch eine zu große Anzahl an Elementen in die Höhe treiben soll. Ist die Wahl einer geeigneten Elementgröße getroffen und die Geometrie diskretisiert, müssen den Elementen passende mathematische Materialmodelle zugewiesen werden. Der menschliche Organismus enthält vor allem Gewebearten mit einem nichtlinearen, zumeist anisotropen und/oder viskoelastischen Verhalten [4]. Damit ist die Definition geeigneter Materialmodelle eine besondere Herausforderung. Zusätzlich ist für Humanmaterialien keine breite Basis an Materialkennwerten in der Literatur verfügbar, welche für das Abbilden des biomechanischen Verhaltens der einzelnen Gewebsstrukturen nötig sind. Sind Daten hier

verfügbar, lässt sich über deren biomechanische Relevanz diskutieren, da diese meist eine enorme Streuung aufweisen, die unter anderem auch durch die anthropometrische Varianz der Menschen bedingt ist. Damit ist und bleibt die numerische Abbildung des Menschen durch die FEM eine Idealisierung der Realität, für die eine Reihe von Annahmen nötig ist [4].

Diese Herausforderungen in Zusammenhang mit der Menschmodellierung haben zur Folge, dass der Aussagekraft von Simulationsergebnisse mit FE Menschmodellen und deren Vorhersagefähigkeit von Verletzungen ein großes Misstrauen entgegengebracht wird. Um die Modelle dennoch als Werkzeug zur Evaluierung und Optimierung von Sicherheitssystemen im und am Automobil einsetzen zu können, muss deren Glaubwürdigkeit und damit die Akzeptanz in Industrie und Forschung verbessert werden. Dazu muss sichergestellt werden, dass die computergestützten Modelle in der Simulation ein vergleichbares biomechanisches Verhalten wie der Mensch in der Realität aufweisen. Um dies festzustellen, werden Ergebnisse aus Experimenten und Simulation miteinander verglichen. Diesen Vorgang, den Vergleich von experimentellen Daten mit der numerischen Vorhersagefähigkeit, nennt man Validierung.

In den folgenden Kapiteln wird der derzeitige Stand der Wissenschaft der Validierung von computergestützten Modellen im Allgemeinen und für FE Menschmodelle im Speziellen vorgestellt, um vor diesem Hintergrund Lücken und Herausforderungen im Validierungsprozess von FE Menschmodellen zu identifizieren.

2.2.1 Allgemein

Jedes computergestützte Modell bedarf einer angemessenen Verifizierung und Validierung, um für seinen definierten Anwendungszweck innerhalb der getroffenen Annahmen und Grenzen des Modells eingesetzt werden zu können. Ein Überblick über relevante Studien, die sich mit Konzepten zur Verifizierung und Validierung in Bezug auf die Erstellung, Analyse und Interpretation von numerischen Modellen auseinandergesetzt haben, wurde im Rahmen dieser Arbeit erstellt.

Bevor computergestützte Verfahren Anwendung finden, muss die Glaubwürdigkeit eines numerischen Modells sichergestellt werden, da es sich bei jedem Modell um eine idealisierte Abbildung eines Realobjekts oder -systems handelt. Dabei muss gewährleistet werden, dass die mathematischen Gleichungen, welche das Modell bestimmen, korrekt implementiert sind, das Modell eine fehlerfreie Repräsentation der zugrunde liegenden Physik ist und dass bei der Anwendung des Modells eine Fehler- und Unsicherheitsabschätzung in die Auswertung mit eingeht. Um dieses Ziel zu erreichen, müssen Methoden und Daten sowohl aus dem experimentellen Bereich, als auch aus der Numerik miteinander vereint werden. Das numerische Modell muss also durch die Kombination von computergestützten und experimentellen Protokollen verifiziert und validiert werden. [22], [23]

Die Gesellschaft *American Society of Mechanical Engineers* (ASME) definiert in ihrer Leitlinie *Guide for Verification and Validation in Computational Solid Mechanics* [24] die Verifizierung und Validierung (im Folgenden mit V&V abgekürzt) wie folgt. V&V ist der Prozess, bei dem der Nachweis erbracht wird und somit auch Glaubwürdigkeit hergestellt wird, dass ein computergestütztes Modell Ergebnisse mit einer für seinen vorhergesehenen Verwendungszweck ausreichenden Genauigkeit erzielt. Dabei wird durch die Verifizierung sichergestellt, dass das Modell fehlerfrei durch eine computergestützte Software repräsentiert wird. Validierung dagegen stellt den Prozess dar, bei dem numerische Ergebnisse mit korrespondierenden experimentellen Daten verglichen werden. Durch die Verifizierung eines Modells

wird, einfach ausgedrückt, gewährleistet, dass die Gleichungen richtig gelöst werden, durch die Validierung, dass die richtigen Gleichungen gelöst werden. [24]–[27]

Konzepte zur V&V von computergestützten Techniken mussten sich in der Vergangenheit der Kritik aussetzen, dass eine V&V numerischer Modelle von natürlichen Systemen unmöglich ist [28]. Analog dazu argumentierte Karl Popper [29], dass die Korrektheit eines Modells lediglich widerlegt, nicht aber bewiesen werden kann. Von einem anwenderbezogenen Standpunkt aus betrachtet, ist allerdings die absolute Wahrheit, also ein Modell frei von jeglichen Fehlern, nicht notwendig (und auch nicht möglich). Ein statistisch aussagekräftiger Vergleich von numerischen Ergebnissen mit experimentellen Daten im Rahmen des vorhergesehenen Verwendungszwecks des Modells kann ausreichen, wenn alle Quellen für Unsicherheiten und Fehler im Modell quantifiziert und in den Vergleich mit aufgenommen werden [30]. Durch eine geeignete V&V des numerischen Modells wird demonstriert, dass das Modell eine angemessene Genauigkeit für seinen definierten Verwendungszweck hat. Des Weiteren können durch die V&V Grenzen in der Anwendbarkeit des Modells identifiziert werden [22], [23].

Im Bereich der Strömungssimulation wurden Anfang der 1980er Jahre die ersten formellen Diskussionen über die Notwendigkeit von Richtlinien im Zusammenhang mit der V&V von computergestützten Modellen geführt. Das *Journal of Fluids Engineering* war die erste Institution, die im Rahmen einer offiziellen Publikationspolitik in Bezug auf die V&V Voraussetzungen definierte. Umfassende Fehler- und Unsicherheitenabschätzungen wurden für Studien mit numerischen Modellen vorgeschrieben [22], [23], [25], [30]–[33]. Die erste offizielle Richtlinie zur V&V wurde 1998 vom Institut *American Institute of Aeronautics and Astronautics (AIAA)* publiziert [25]. Dieses Dokument bietet ein Rahmenkonzept mit Richtlinien für eine angemessene V&V von Modellen aus dem Bereich der numerischen Strömungsmechanik. Wenige Jahre später folgte die Richtlinie der Gesellschaft ASME für die V&V von Modellen aus dem Bereich der Festkörpermechanik [24]. Hier werden einerseits grundlegende Begrifflichkeiten der V&V von FE Modellen aus der Festkörpermechanik erläutert und andererseits ein Rahmenkonzept zur Verfügung gestellt, nachdem die V&V durchzuführen ist, um die Vergleichbarkeit von experimentellen und Simulationsergebnissen sicherzustellen und Vertrauen in die Genauigkeit der rechengestützten Modelle herzustellen. Dieser Leitfaden stellt keine Schritt-für-Schritt Anleitung für eine erfolgreiche Validierung bereit, sondern es wird vielmehr versucht, den Anwendern eine gemeinsame Sprache und ein konzeptionelles Gerüst zur Verfügung zu stellen, um die Genauigkeit von Simulationsmodellen besser beurteilen zu können. Von der Formulierung einer Norm wurde bisher Abstand genommen, da der Stand der Wissenschaft in diesem Bereich der Mechanik und Numerik eine rasante Entwicklung aufweist.

Auch im Bereich der computergestützten Biomechanik werden mittlerweile Diskussionen für ein Rahmenkonzept für V&V Prozesse geführt. Anderson und Henninger stellten den Anwendern eine Richtlinie für den Gebrauch von Verifizierungs- und Validierungsprinzipien für computergestützte biomechanische Modelle aus dem klinischen Bereich zur Verfügung [22], [23]. Cronin diskutierte 2011 die Bedeutung von V&V Konzepten für die Anwendung von FE Menschmodellen in der Verletzungsmechanik [4].

Alle bisher veröffentlichte Konzepte, ob jenes aus dem Bereich der numerischen Strömungsmechanik [25], die Konzepte von Oberkampf [30], der ASME [24] oder von Henninger und Anderson [22], [23], haben die Skizzierung eines V&V Plans gemeinsam. Im folgenden Kapitel wird dieser V&V Plan näher beschrieben. Davor sollen noch grundlegende Begrifflichkeiten klar definiert und damit voneinander abgegrenzt werden. [22], [23]

1. Fehler

Als Fehler wird jede Diskrepanz zwischen numerischen oder experimentellen Werten und der Realität bezeichnet.

2. Genauigkeit

Als Genauigkeit wird bezeichnet, wie nah der numerische/bzw. experimentelle Wert dem realen kommt.

3. Unsicherheit

Als Unsicherheit wird ein möglicher Mangel bezeichnet, der während des Modellierungsprozesses auftreten kann. Ein solcher Mangel entsteht entweder durch das Fehlen relevanter Daten des physikalischen Systems, beispielsweise sind Materialkennwerte unbekannt oder Anfangs- oder Randbedingungen sind ungenügend definiert, oder durch eine systemimmanente Streuung von beispielsweise Materialeigenschaften.

Fehler und Genauigkeit stehen invers miteinander in Beziehung. Die für die Modellierung benötigte Genauigkeit ist vom beabsichtigten Verwendungszweck des Modells abhängig. Fehler sind immer in einem System vorhanden, während Unsicherheiten auftreten können oder nicht. [24], [25], [30], [31]

2.2.2 Verifizierungs- und Validierungsplan

Jedes V&V-Protokoll beginnt mit dem physikalischen System, das abgebildet, verifiziert und validiert werden soll. Das Protokoll folgt einem hierarchisch aufgebauten Ansatz. Dazu sollen zunächst alle Substrukturen eines Systems identifiziert werden, um damit eine Validierungshierarchie zu erstellen. Das Gesamtsystem soll dann auf jeder Ebene der Hierarchie sinnvoll validiert werden. Von der untersten zur obersten Ebene der Hierarchie arbeitend können somit auf jeder Ebene die dafür typischen physikalischen Phänomene erfasst werden. Betrachtet man den Menschen als das zu validierende physikalische System, ergeben sich verschiedene Möglichkeiten der Definition von Substrukturen. In Abbildung 2.7 ist die Definition der verschiedenen Strukturen nach Henninger et al. [23] zu sehen.

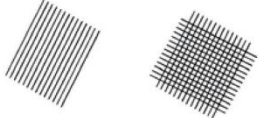

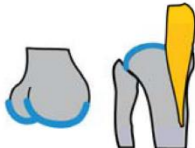

<u>Hierarchy</u>		<u>Example</u>	<u>Validation Requirement</u>
Tissue		-Ligament -Cartilage -Cortical bone -Trabecular bone	Constitutive models of individual materials independently validated. Example: Transversely isotropic hyperelastic ligament.
Structure		-Ligament -Femoral condyle -Tibial plateau -Articular cartilage	Geometry and material property distribution validated for each system component. Example: Cortical thickness of tibial plateau.
Subsystem		-Cartilage/bone interface -Ligament insertions	Subsystems experimentally validated against computational model. Example: Contact stress at between bones or strains at ligament insertion site.
System		-Whole joint system	System experimentally validated against computational model. Example: Stress and strain within ligament given flexion of the joint.

Abbildung 2.7 Einteilung des menschlichen Körpers für computergestützte biomechanische Modelle bei Henninger et al. [23] gemäß Oberkampfs Validierungshierarchie [30]. Die Hierarchie beginnt auf der Gewebsebene (Tissue) und führt über

die Struktur- (*structure*) und die Subsystemebene zur Systemebene. Die Hierarchie wird hier anhand des Beispiels der Modellierung des Knies näher beschrieben. Mögliche Validierungsanforderungen sind in der rechten Spalte für jede Ebene aufgeführt.

Bei Cronin [4] ergibt sich eine unterschiedliche hierarchische Einteilung des menschlichen Körpers. Hier wird für das Gesamtsystem Mensch zwischen primären und sekundären Strukturen unterschieden. Beispielsweise gehören zu den primären Strukturen des Thorax die Rippen, die thorakale Wirbelsäule und das Sternum mit allen dazugehörigen Verbindungsstrukturen. Als sekundäre Strukturen werden bei Cronin Muskeln, Bänder und innere Organe genannt.

Um für diese Arbeit eine einheitliche Nomenklatur der einzelnen Hierarchieebenen zu definieren, wird eine eigene Systematik benutzt (vgl. Abbildung 2.8). Diese teilt den Menschen in eine Gewebeebene, eine lokale, regionale und globale Ebene ein. Zur erstgenannten Ebene gehören Gewebe die Kortikalis oder die Spongiosa, Bänder, Fettgewebe usw. Als Validierungsgrundlage dieser Ebene dienen hier typischerweise Experimente, bei denen Materialproben der verschiedenen Gewebstypen unter Zug- oder Druckbelastung getestet werden. Bei dem in Abbildung 2.8 gezeigten Beispiel für einen Validierungslastfall auf struktureller Ebene wird eine Probe der Kortikalis einer FE Rippe unter Zug belastet. Im Idealfall werden zunächst alle Gewebstypen des menschlichen Körpers auf Gewebeebene validiert, bevor auf der nächsten Hierarchiestufe der Validierung, der lokalen Ebene, fortgefahren wird. Zur lokalen Ebene gehören Strukturen wie ganze Knochen oder Gelenke. Typische Validierungsexperimente sind hier Drei-Punkt-Biegeversuche, bei denen ein Knochen an beiden Enden in eine Prüfeinrichtung eingespannt wird und auf verschiedenartige Weise belastet wird. In Abbildung 2.8 ist ein solcher Versuch mit dem Humerus zu sehen [34]. Zur regionalen Ebene gehören ganze Körperteile, wie der Thorax, das Abdomen oder der Kopf. Typische Validierungsexperimente sind hier Pendelversuche, bei denen ganze Körperregionen belastet werden. In Abbildung 2.8 ist das Simulationsmodell eines FE Thorax zu sehen, der frontal durch ein Pendel belastet wird. Die letzte Ebene ist die globale Ebene. Hier wird letztlich das gesamte System Mensch validiert. Validierungsgrundlage stellen dabei typischerweise Schlittentests dar, bei denen ein PMTO vorwärts, rückwärts oder lateral beschleunigt und abgebremst wird und verschiedenste Messgrößen erhoben werden. In Abbildung 2.8 ist ein frontaler Anprall infolge eines Schlittenversuchs mit einem PMTO zu sehen [35].

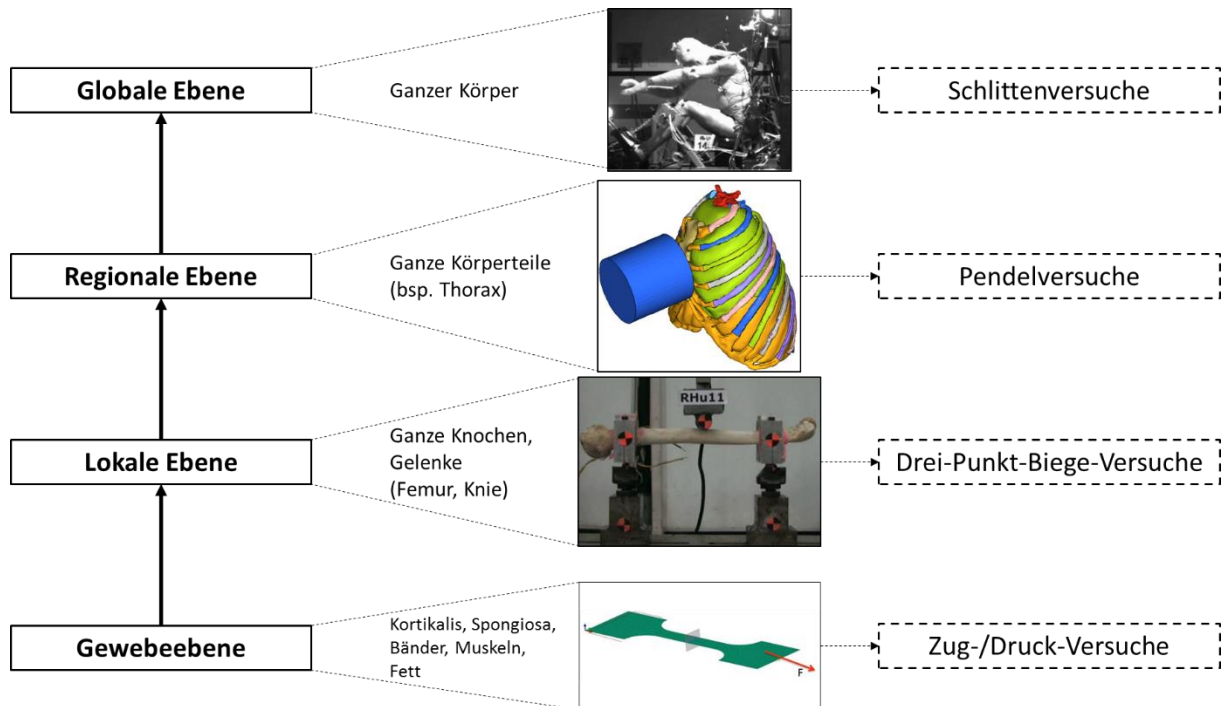


Abbildung 2.8 Systematische Einteilung des Menschen in eine strukturelle, lokale, regionale und globale Ebene. Jeder Ebene sind typische Validierungslastfälle mit Beispielen zugeordnet [34], [35]

Abbildung 2.9 zeigt exemplarisch den V&V Plan (entnommen aus [22]). Das konzeptionelle Modell ist einer der wichtigsten Schritte innerhalb dieses Protokolls. Hier wird das Realsystem in ein vereinfachtes Abbild überführt, in dem alle zu lösenden partiellen Differentialgleichungen enthalten sind, die das mechanische Verhalten des Systems beschreiben. Dieser Schritt ist essentiell, weil hier entschieden wird, welche Komponenten des Systems abgebildet werden müssen und welche abstrahiert werden können. Durch die Erstellung einer sogenannten PIRT-Tabelle (*Phenomena Identification and Ranking Table*) können solche Schlüsselkomponenten identifiziert und deren Wichtigkeit für das Modell evaluiert werden [30]. Des Weiteren wird im Rahmen des konzeptionellen Modells festgelegt, welche Messgrößen im numerischen Modell erfasst werden sollen. Das mathematische Modell enthält Gleichungen, die das mechanische Verhalten des konzeptionellen Modells beschreiben. Geeignete numerische Algorithmen lösen diese. Durch Spezifikation geeigneter physikalischer Parameter und Diskretisierungsparameter erhält man das fertige computergestützte Modell. Anhand der Verifizierung wird zunächst überprüft, ob das computergestützte Modell numerisch fehlerfrei umgesetzt wurde. Die Validierung stellt dann den quantitativen Vergleich zwischen numerischer Vorhersagegenauigkeit und experimentellen Ergebnissen dar.

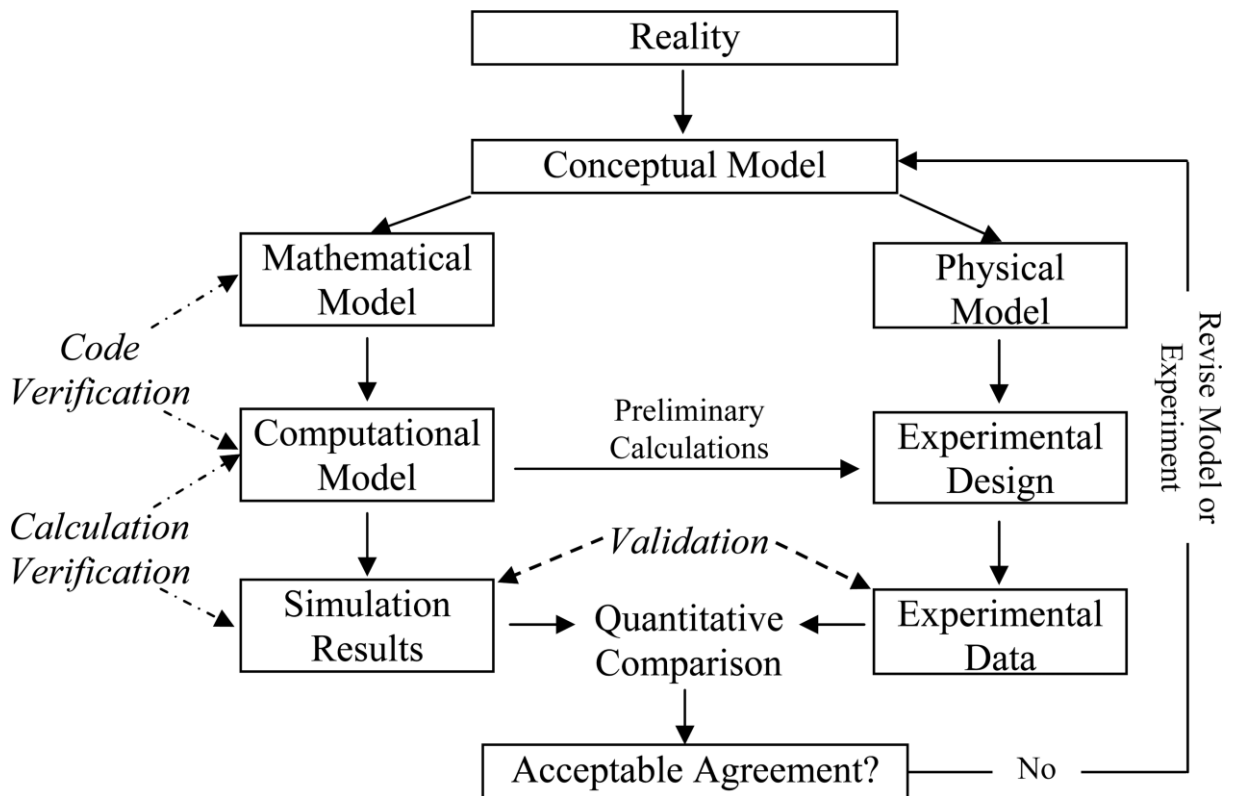


Abbildung 2.9 Flussdiagramm eines exemplarischen V&V-Plans. Das konzeptionelle Modell stellt eine vereinfachte Repräsentation des realen Objekts dar. Das mathematische Modell enthält Gleichungen, die das mechanische Verhalten des konzeptionellen Modells beschreiben. Geeignete numerische Algorithmen lösen diese. Durch Spezifikation geeigneter physikalischer Parameter und Diskretisierungsparameter erhält man das fertige computergestützte Modell. Anhand der Verifizierung wird zunächst überprüft, ob das computergestützte Modell numerisch fehlerfrei umgesetzt wurde. Die Validierung stellt dann den quantitativen Vergleich zwischen numerischer Vorhersagegenauigkeit und experimentellen Ergebnissen dar. (Abbildung entnommen aus [22])

Weitere Faktoren spielen bei der Erstellung eines geeigneten V&V-Plans eine zentrale Rolle. Zum einen ist es äußerst wichtig, den beabsichtigten Verwendungszweck des Modells genau festzulegen. Von diesem hängen weitere Entscheidungen des Validierungsprozesses ab. Bei der Entwicklung eines FE Menschmodells muss beispielsweise festgelegt werden, zu welchem Zweck das Modell eingesetzt werden soll. Sollte das Modell lediglich zur Abbildung von Kinematiken und einfachen mechanischen Belastungsgrößen eingesetzt werden, bedarf es einer geringeren Abbildungsgenauigkeit als ein Modell, das mittels lokaler Spannungs- oder Dehnungsanalysen zur Verletzungsprädiktion verwendet wird. Zum anderen ist die Auswahl geeigneter Validierungsparameter entscheidend. Diese Parameter basieren typischerweise auf experimentell bestimmten Messgrößen, wie Verschiebungen, Beschleunigungen, Kräften oder ähnlichen Messgrößen. Die Identifizierung dieser Größen ist deshalb von so großer Bedeutung, da sie numerisch robust, experimentell erfassbar und für den Verwendungszweck des Modells passend sein müssen [4]. Die Auswahl geeigneter Parameter ist oft dadurch limitiert, welche Messgrößen in den Experimenten erhoben wurden und was in Experimenten generell gemessen werden kann. In der bereits erwähnten PIRT Tabelle können auch diese Parameter gemäß ihrer Bedeutung für die Antwort des Modells und der Konfidenz im Modell, diese Größen vorherzusagen, klassifiziert werden [4]. Schließlich ist es schon bei Erstellung eines V&V Plans wichtig, geeignete Validierungsmetriken zu identifizieren [30]. Mithilfe dieser Metriken sollen Unterschiede zwischen numerischen und experimentellen Ergebnissen gemessen und quantifiziert werden [24], [30]. Auch wenn dieser Schritt im Validierungsprozess erst später Anwendung findet, ist es entscheidend, schon bei der Kon-

zepterstellung zu verstehen, wie die Genauigkeit des Modells ausgewertet wird. Damit wird sichergestellt, dass während des Validierungsprozesses auch die Daten produziert werden, die für eine solche Auswertung nötig sind.

Verifizierung

Verifizierung ist der Prozess, bei dem bestimmt wird, ob das Simulationsmodell das zugrundeliegende mathematische Modell und dessen Lösung genau abbildet. Im Wesentlichen soll der Nachweis erbracht werden, dass die Implementierung des mathematischen Modells in einen FE Solver und die damit verbundene Lösung der Gleichungen korrekt ist [24]. Das mathematische Modell besteht üblicherweise aus einer Reihe von partiellen Differentialgleichungen, den zugehörigen Anfangs- und Randbedingungen, sowie Zustandsgleichungen [24], [30]. Die Implementierung des mathematischen Modells in einen computergestützten Solver bedarf der numerischen Diskretisierung, bei der FEM die Diskretisierung in Finite-Elemente, Lösungsalgorithmen und Konvergenzkriterien. Im Bereich der computergestützten Biomechanik stellt die Verifizierung eines Modells lediglich die Überprüfung des Fehlers, der durch die Diskretisierung entsteht, dar. Für die meisten biomechanischen Studien werden kommerziell verfügbare FE Softwareprogramme verwendet, für die die Verifizierung schon durchgeführt wurde. Um den Fehler, der im Rahmen der Diskretisierung entsteht, zu evaluieren, werden sogenannte Konvergenzstudien mit dem FE Netz durchgeführt. Hierbei wird untersucht, ob die gewählte Elementanzahl ausreicht, um das Modell für den vorhergesehenen Verwendungszweck einzusetzen. Bei dieser Untersuchung wird mit einem Ausgangsmodell begonnen, welches die Geometrie der Struktur oder des Gewebes ausreichend gut repräsentiert. Hierauf wird das Netz typischerweise durch Teilen der Elemente schrittweise verfeinert [4]. Das Netz ist dann zu grob gewählt, wenn eine Verfeinerung desselben zu Ergebnissen führt, die sich erheblich zu denen der vorherigen Netzwahl unterscheiden. Mit Hilfe der Richardson Extrapolation und dem Grid Convergence Index (GCI) kann die angemessene Netzgröße ermittelt werden [31]. Eine Folge einer mangelnden Netzkongvergenz ist das Problem, dass mit einer Erhöhung der Elementzahl und damit einer Verfeinerung des Netzes das Verhalten des Modells weicher wird [22], [23].

Validierung

Die Validierung ist der Prozess, während dem bestimmt wird, ob das Modell innerhalb seines beabsichtigten Verwendungszwecks eine angemessene Repräsentation der realen Welt ist [24]. Mit anderen Worten ausgedrückt, die Vorhersagefähigkeit des computergestützten Modells soll durch den Vergleich mit experimentellen Daten bestimmt werden [22], [23]. Generell wird nach [36] zwischen zwei Arten der Validierung unterschieden. Bei der direkten Validierung werden Validierungsexperimente für ausgewählte Validierungsparameter durchgeführt, beginnend mit Experimenten zur Charakterisierung von Materialien bis hin zur Analyse eines Gesamtsystems. Das Ziel ist die Durchführung von Experimenten, die mit der gewünschten Simulation so gut wie möglich abgestimmt sind und numerisch reproduzierbar sind. Grenzen der direkten Validierung werden erreicht, wenn komplexe Randbedingungen numerisch nicht umgesetzt werden können. Die indirekte Validierung benutzt experimentelle Ergebnisse aus der Literatur, welche nicht durch den Modellierer kontrolliert werden können. Der Modellierer hat also keine Kenntnis über deren experimentelle Qualität, die Fehlerquellen der Versuche oder den Grad der experimentellen Streuung. Damit hat eine indirekte Validierung klare Nachteile gegenüber der direkten. Allerdings ist die indirekte Validierung gerade im Bereich der computergestützten Biomechanik und der Menschmodellierung, in dem vor allem ethische Gründe das Experimentieren mit humanen Geweben oder Testobjekten einschränken, unvermeidlich. Hier werden die Modelle

durch den Vergleich der numerischen Vorhersagefähigkeit mit experimentellen Daten aus der Literatur validiert. Dieses Verfahren ist dann angemessen, wenn die Integrität der Daten sichergestellt werden kann. Das ist beispielsweise dann der Fall, wenn Rohdaten vorliegen, ausreichend genaue Details zu Anfangs- und Randbedingungen gegeben sind und experimentelle Fehler und Unsicherheiten genügend dokumentiert wurden [22], [23]. Die Validierung eines komplexen Modells oder Systems, wie es der Mensch repräsentiert, sollte in einer hierarchischen Weise unternommen werden, beginnend mit simplen Lastfällen auf struktureller oder lokaler Ebene, gefolgt von komplexeren Lastfällen auf regionaler oder globaler Ebene [4]. Die Validierung erfolgt dabei immer spezifisch für den vorgesehenen Verwendungszweck des Modells. Fundamentale Komponenten der Validierung von computergestützten Modellen sind die Validierungsexperimente, die Validierungsmetrik und die Unsicherheitenanalyse [22], [23]. Auf diese drei Komponenten soll im Folgenden näher eingegangen werden.

Validierungsexperimente

Validierungsexperimente werden im Rahmen einer direkten Validierung durchgeführt, um Daten für die Untersuchung der Genauigkeit eines computergestützten Modells zu erzeugen [24], [25], [30], [31]. Sie unterscheiden sich dadurch von anderen ingenieurwissenschaftlichen oder experimentalphysikalischen Versuchen, dass sie lediglich dem Zweck dienen, Daten für die Bestimmung der numerischen Modellvorhersagefähigkeit zu generieren. Spezifische wissenschaftliche Hypothesen werden nicht adressiert. Im Idealfall entsteht der experimentelle Aufbau aus einer gemeinschaftlichen Arbeit von Modellierer und Experimentator, um eine Übereinstimmung zwischen numerischen und experimentellen Randbedingungen zu gewährleisten. Es sollten die Messwerte erhoben werden, die als Validierungsparameter im Rahmen des vorgesehenen Verwendungszwecks dienen können. Außerdem sollte in Erwägung gezogen werden, wie der experimentelle Fehler bestimmt und die Genauigkeit des Modells evaluiert werden soll (Wahl der Validierungsmetrik). Fehler sollten in Form von experimentellen Mittelwerten und Standardabweichungen dokumentiert werden [24], [25], [30], [31].

Validierungsmetriken

Der Vergleich von experimentellen und numerischen Ergebnissen sollte auf den unterschiedlichen Ebenen der Modellkomplexität erfolgen. Wie bereits oben aufgeführt, ist die Auswahl geeigneter Vergleichsparameter hier von größter Bedeutung. [4], [24], [30]

In den letzten Jahren wurden verschiedene Validierungsmetriken entwickelt, um einen objektiven Vergleich zwischen experimentellen und numerischen Daten unternehmen zu können. Eine Metrik ist dabei ein mathematisches Maß, das den Unterschied zwischen computergestützten Vorhersagefähigkeit und experimenteller Realität bestimmt [24], [30]. Idealerweise werden in einer Validierungsmetrik zuvor getroffene Modellannahmen, Unsicherheiten- und Fehlereinschätzungen bereits miteinbezogen. Generell kann zwischen qualitativen und quantitativen Validierungsmetriken unterschieden werden [22], [23]. Bei einer qualitativen Bewertung wird die Übereinkunft von numerischen und experimentellen Ergebnissen subjektiv eingeschätzt. Beispielsweise können Konturdiagramme von Spannungen und Dehnungen miteinander verglichen werden, was eine sehr generelle Einschätzung des Modellverhaltens darstellt. Diese Methode basiert demnach auf einer sehr subjektiven, meist durch die visuelle Intuition geprägten Einschätzung des Modellierers. Informationen bezüglich experimentellen und computergestützten Unsicherheiten werden nicht miteinbezogen. In der ISO Norm 9790 wird eine qualitative Methode der Bewertung von Referenzkorridoren und Simulationskurven zur Verfügung gestellt. Eine Übereinkunft zwischen Korridor und Simulationskurve wird als gut eingestuft, wenn die

Kurve innerhalb des experimentellen Korridors liegt. Annehmbar ist sie, wenn die Kurve zwar außerhalb des Korridors, aber innerhalb einer Korridorbreite liegt. Mangelhaft trifft dann zu, wenn die Kurve um mehr als eine Korridorbreite außerhalb des Korridors liegt. [22], [23]

Um die subjektiven Komponenten aus dem Vergleich von experimentellen und numerischen Ergebnissen zu entfernen, wurden verschiedene objektive Validierungsmetriken entwickelt [30]. Eine deterministische Metrik geht mit einem graphischen Vergleich einher, bei dem die Übereinkunft von experimentellen und computergestützten Ergebnissen in Form von Balken-, Linien- oder Streudiagrammen gezeigt wird. Diese Methode wird von Oberkampff et al. [30] zwar als quantitativ eingestuft, der Vergleich erfolgt danach aber auf qualitativer Basis. Unsicherheiten und Fehler werden nicht in die Auswertung miteinbezogen. Bei der sogenannten experimentellen Unsicherheitenmetrik wird die Genauigkeit von Messgeräten in der Bewertung berücksichtigt und stellt eine weitere Validierungsmetrik dar. Die numerische Fehlermetrik nimmt die Bewertung des numerischen Fehlers mit in die Methode auf. Die umfassendste Metrik ist allerdings die nicht-deterministische Methode. Sie beinhaltet alle Unsicherheiten- und Fehlerabschätzungen in ihrer Auswertung. In der Berechnung werden experimentell bestimmte Wahrscheinlichkeitsverteilungen für alle Eingangsgrößen, wie Materialeigenschaften und sonstigen experimentelle Eingangsgrößen, berücksichtigt. Diese Metrik stellt ein echtes quantitatives Bewertungsverfahren dar, da sowohl experimentelle als auch computergestützte Unsicherheiten und Fehler mit einbezogen werden. [22], [23], [30]

Jacob et al. [37] schlugen vier Ansätze für die Modellevaluierung vor.

1. *Globale Bewertungsmethode*

Hier werden diskrete Werte aus der parametrisierten Modellantwort miteinander verglichen.

2. *Grenzwertmethode*

Das Simulationsergebnis wird mit dem relevanten Grenzwert des Signals verglichen.

3. *Kriterienmethode*

Ein relevantes Bewertungskriterium, typischerweise eine mathematische Formel, wie beispielsweise das sogenannte Head Injury Criterion (HIC), wird mit einem kritischen Wert oder Verletzungsrisikokurve verglichen.

4. *Korridormethode*

Ein zeitabhängiges Signal wird mit Antwortkorridoren verglichen, wobei der Anteil des Signals innerhalb des Korridors die Korrelation zwischen experimentellen und numerischen Ergebnissen bestimmt.

Bei der Validierung von dynamischen Anprallszenarien, welche verletzungsmechanische Experimente sind, ist es eine der größten Herausforderungen, dass Versuchsanworten keine stationären Charakteristika aufweisen. Die meisten Messgrößen sind zeitabhängig und transient, was einen Vergleich der Größen zwischen Experiment und Versuch bedeutend erschwert. Deshalb ist laut Cronin [4] ein schrittweiser Ansatz für den Vergleich von numerischen und experimentellen Ergebnissen sehr wichtig. Dabei soll zunächst geprüft werden, ob die Modellantwort in der richtigen Größenordnung liegt. Dazu können die Größe von Maximalwerten aus Experiment und Simulation, sowie deren Zeitpunkt verglichen werden. Hierauf soll innerhalb eines aufwändigeren Prozesses spezifische Aspekte des Modells evaluiert werden. Nicht-stationäre, zeitabhängige Charakteristika der experimentellen Messgrößen sind oft als Korridor mit zugehöriger Mittelwertskurve gegeben. Allerdings sollte eine Interpretation der Refe-

renzkorridore mit besonderer Vorsicht unternommen werden, da durch deren Erstellung wichtige Charakteristika der Rohdaten verloren gehen können, wie beispielsweise lokale Maxima, die zu verschiedenen Zeitpunkten bei unterschiedlichen Testdurchgängen oder Testobjekten auftreten. [4]

Für die Validierung von FE Menschmodellen haben sich zuletzt verschiedene Methoden auf Basis der Kreuzkorrelation für den Vergleich von experimentellen und numerischen Ergebnissen durchgesetzt. Mithilfe der Kreuzkorrelation wird ein Maß dafür berechnet, wie gut ein zeitabhängiges, eindeutiges Signal mit einem anderen Signal korreliert. Ein dimensionsloser Korrelationskoeffizient im Bereich von zumeist -1 und +1 wird dazu bestimmt. Gayzik et al. [38] untersuchten drei verschiedene Verfahren dieser Methode aus der Literatur auf deren Anwendbarkeit für die Validierung von FE Menschmodellen. Dazu wurde das Menschmodell des GHBM-Konsortiums gegen Schlittenversuche mit PMTO [39] für frontale Anprallszenarien validiert. Für den Vergleich von numerischen und experimentellen Ergebnissen wurden nun die drei objektiven Evaluierungsmethoden von Sprague und Geers [40], Rhule et al. [41] und Gehre et al. [42] angewendet und miteinander verglichen. Im Rahmen dieser Arbeit soll nur kurz auf die Ergebnisse dieser Studie eingegangen und die einzelnen Methoden dafür nur zusammengefasst werden. Für mehr Informationen zu jeder Methode sei auf [38], [40]–[43] verwiesen.

Die Methode von Sprague & Geers trennt zwischen dem Größen- und dem Phasenfehler, den die Modellantwort gegenüber der Versuchsantwort besitzt. Jedoch berücksichtigt sie keine experimentelle Varianz. Da jeder Mensch unterschiedlich ist, folglich eine hohe Streuung vorliegt, nimmt die Varianz vor allem in der Verletzungsmechanik eine beträchtliche Rolle ein. Bei Rhule et al. wird die Anzahl an Standardabweichungen berechnet, mit denen das Modellsignal vom Versuchssignal entfernt liegt. Dementsprechend ist hier eine Berücksichtigung der Varianz der experimentellen Daten gegeben. Ist allerdings die Modellantwort phasenverschoben, besitzt aber sonst eine sehr gute Übereinstimmung mit der Versuchskurve hinsichtlich Form und Größe, fällt die Bewertung sehr schlecht aus, da innerhalb dieser Methode lediglich ein Punkt-zu-Punkt-Vergleich vollzogen wird und die Phasenverschiebung nicht berücksichtigt oder aufgenommen wird. Die letzte der drei Methoden, die von Gehre et al. entwickelte die sogenannte CORrelation and Analysis (CORA)-Methode, ist die umfangreichste der drei vorgestellten Verfahren. Sie wird im Folgenden genauer vorgestellt.

Die CORA-Methode [42], [44] hat sich in den letzten Jahren als objektives Validierungsmetrik für die Validierung von FE Menschmodellen etabliert. Sie benutzt verschiedene Methoden für die Modellbewertung und kombiniert diese anhand eines Gewichtungsschemas zu einer Gesamtpunktzahl.

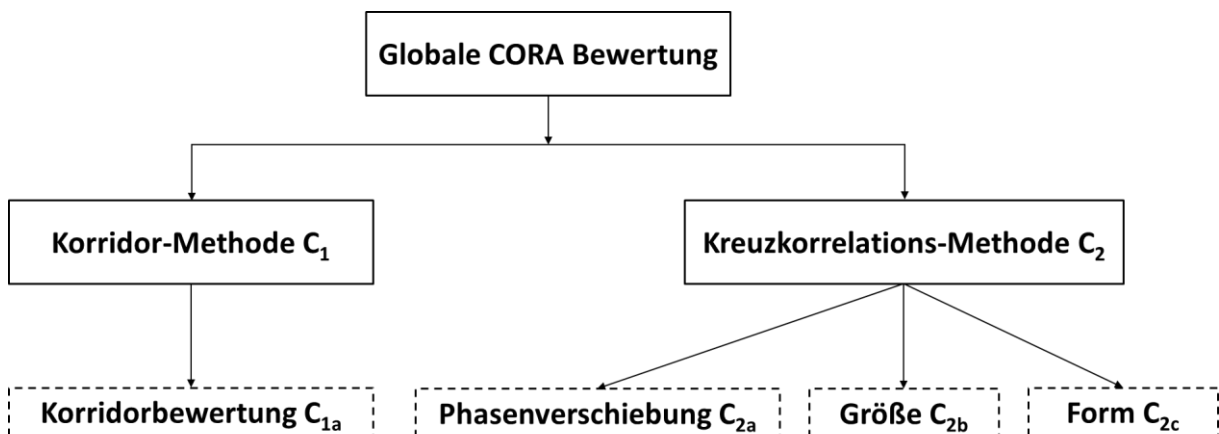


Abbildung 2.10 CORA Methode

Die CORA-Bewertung setzt sich aus zwei verschiedenen Methoden zusammen, der Korridor- sowie der Kreuzkorrelationsmethode. Die beiden Methoden zugrundeliegenden Metriken untersuchen Simulations- und Versuchskurve hinsichtlich ihrer Übereinstimmung mit einem Korridor (C_{1a}), der Phasenverschiebung (C_{2a}), dem Größenunterschied (C_{2b}) und dem Formunterschied (C_{2c}). Für jede der vier Metriken werden normalisierte Bewertungsergebnisse berechnet. Ein Wert von 1 steht für eine optimale Korrelation, wohingegen ein Wert von 0 der schlechtest möglichen Übereinstimmung entspricht. Der Mittelwert der vier Einzelmetriken bildet den allgemeinen CORA-Wert. Bei einem Wert $>0,8$ wird generell eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Versuch und Simulation angenommen [42].

In der Korridormetrik C_{Kor} wird die Abweichung der Simulationskurve von benutzerdefinierten oder automatisch erstellten Korridoren, die aus den Versuchsergebnissen gebildet werden, berechnet (vgl. Abbildung 2.11). Sehr häufig wird für die Definition der Korridorbreite so vorgegangen, dass für die Breite eines inneren Korridors eine Standardabweichung und für die Breite eines äußeren Korridors zwei Standardabweichungen gewählt werden. Ein Wert von $C_{Kor} = 1$ sagt aus, dass sich die Simulationskurve vollständig im inneren Korridor der Versuchsergebnisse befindet. Ein Wert von $C_{Kor} = 0$ sagt hingegen aus, dass das Simulationssignal außerhalb des äußeren Korridors liegt. Im Gegensatz zu den drei anderen CORA Metriken berücksichtigt die CORA-Korridormetrik als einzige die experimentelle Varianz.

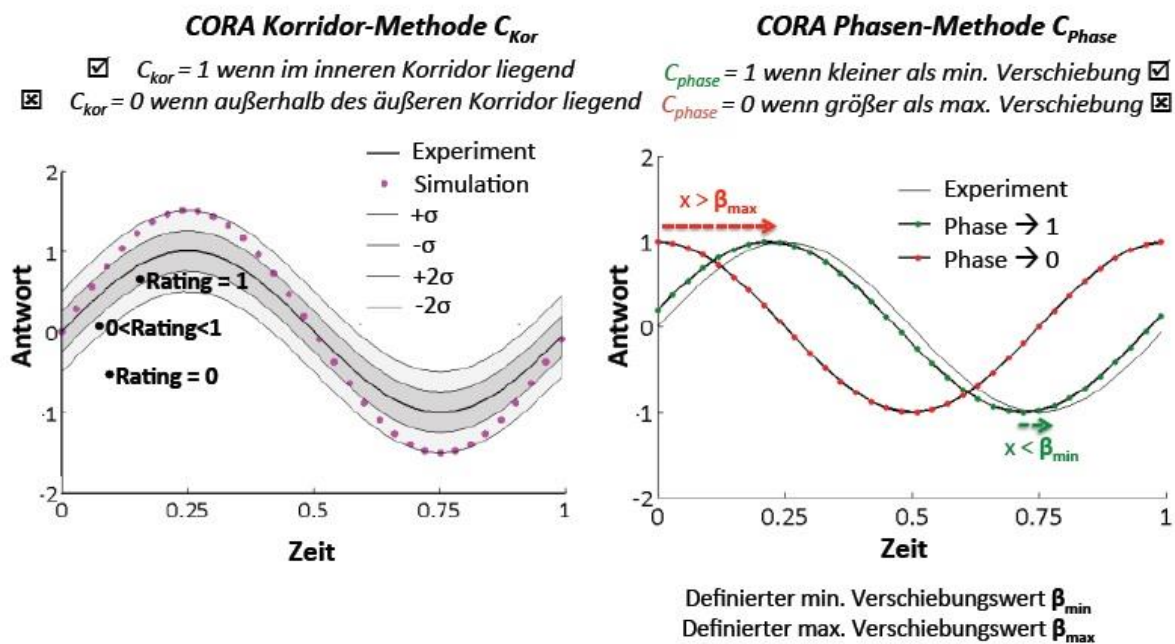


Abbildung 2.11 Links: CORA-Korridor C_{Kor} / Rechts: CORA-Phase C_{Phase} [42]

Die drei Metriken aus der Kreuzkorrelationsmethode analysieren spezifische Kurvenkennwerte (Phasenverschiebung, Größe, Form). Für die Bewertung der Phasenverschiebung wird die Verschiebung der beiden Kurven betrachtet (vgl. Abbildung 2.11). Mittels der CORA-Größenmetrik, $C_{Größe}$ wird die Größe der Flächen unter den Kurven verglichen. Ist die Größe der Fläche unter der Simulationskurve und der Versuchskurve identisch, erhält $C_{Größe}$ den Wert 1. Ist sie hingegen sehr unterschiedlich, geht der Wert gegen 0. In der CORA-Formmetrik, kurz C_{Form} , wird verglichen, wie sehr sich die beiden Kurven hinsichtlich Form oder Gestalt entsprechen. Bei einer hohen Übereinstimmung wird auch hier der Wert 1 ausgegeben, der Wert 0 hingegen, wenn die Form beider Kurven stark voneinander abweicht.

Das Fazit der Studie von Gayzik et al. ist zunächst, dass die Anwendung einer einzelnen Metrik nicht ausreichend ist. Des Weiteren sei es unerlässlich, die Metriken getrennt voneinander zu betrachten, anstatt sie in einem einzelnen "Bewertungssystem" zusammenzufassen. Aufgrund der Tatsache, dass innerhalb der CORA-Methode vier unabhängig voneinander arbeitende Metriken enthalten sind, wird von Gayzik et al. empfohlen, die CORA-Methode bei der Durchführung von Validierungen anzuwenden. Allerdings ist es bei der Anwendung solcher Evaluierungsmethoden die Transparenz in Bezug auf Evaluierungsparameter von großer Wichtigkeit, um das Korrelationsergebnis angemessen interpretieren zu können [4].

Filtern

Ein weiterer wichtiger Aspekt innerhalb des Validierungsprozesses eines Modells stellt das Filtern der Simulationsantwort dar. Durch das Glätten einer Simulationskurve werden ungewollte Teile oder Artefakte eines Signals entfernt. Anforderungen bezüglich des Filterns sind in der SAE Norm J211 definiert, die eine Grundlage für den Vergleich von Testdaten aus verschiedenen Quellen zur Verfügung stellt. Sowohl die numerische, als auch die experimentelle Abtastrate muss so gewählt werden, dass eine Abtaststörung (Aliasing) vermieden wird. Diese würde zur Folge haben, dass verschiedene fortlaufende Signale nicht mehr unterscheidbar sind. [4]

Sensitivitätsstudien

Unabhängig davon, ob Validierungsparameter experimentell bestimmt werden oder aus der Literatur stammen, können diese nicht als fehlerfrei angenommen werden [45]. Besonders im Bereich der Biomechanik können Validierungsparameter aufgrund sich stark unterscheidender Eingangsgrößen, beispielsweise bedingt durch ein unterschiedliches Alter oder Geschlecht der Testobjekte, beträchtlich streuen. Um den Einfluss von streuenden Eingangsgrößen auf Validierungsparameter und die Vorhersagefähigkeit des Modells evaluieren zu können, müssen sogenannte Sensitivitätsstudien unternommen werden [31], [45].

Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Ziel einer jeden Validierung darin liegt, die Vorhersagefähigkeit eines Rechenmodells für einen definierten Anwendungszweck zu bestimmen. Dafür misst sie die Übereinstimmung zwischen Simulations- und Versuchsergebnissen. Für eine erfolgreiche Validierung müssen laut ASME drei Voraussetzungen gegeben sein:

1. Klare Definition des Verwendungszwecks
2. Unsicherheitenabschätzung für den experimentellen Aufbau und das Simulationsmodell

Obwohl viele der in der Literatur veröffentlichten Versuchsergebnisse oftmals keine Informationen bezüglich der Bewertung der Unsicherheiten enthalten, ist es laut ASME notwendig, diese in den Messungen von Validierungsexperimenten entstehenden Unsicherheiten abzuschätzen und zu dokumentieren. Nur so ist es später möglich, die Simulationsergebnisse entsprechend beurteilen zu können. Darin sollten alle Ursachen oder Quellen der Unsicherheiten aufgeführt sein, egal ob diese Ursachen gemessen oder nur geschätzt wurden. Erst nachdem die Unsicherheiten quantifiziert sind, folgt der letzte Schritt der Validierung.

3. Bewertung der Übereinstimmung zwischen Simulations- und Versuchsergebnis:

Am Ende jedes Verifizierungs- und Validierungsprozesses sollte eine akzeptable Übereinstimmung der Ergebnisse aus Simulation und Experimenten stehen, für die alle möglichen numerischen und experimentellen Unsicherheiten in Erwägung gezogen und ausgewertet wurden. Erst dann kann das Modell für seinen vorhergesehenen Anwendungszweck eingesetzt werden. Eine Validierungsmetrik stellt eine Methode dar, mit der Simulations- und Versuchsergebnisse objektiv verglichen werden können. Eine Metrik ist eine mathematische Messung der Differenz zwischen Simulationsergebnis und Versuchsergebnis und versucht damit die Frage zu beantworten, wie Unterschiede zwischen Mess- und Simulationsergebnissen quantifiziert werden können.

2.3 Validierung von FE Menschmodellen

2.3.1 Validierungskataloge

Die Validierung ist bei der Entwicklung von FE Menschmodellen von höchster Bedeutung, da während dieses Prozesses, wie bereits einleitend dargelegt, die Glaubwürdigkeit der Modelle bei seinen Anwendern hergestellt wird. Ein solches Vertrauen in die Modelle ist unerlässlich, um sie später für die Entwicklung von Sicherheitssystemen im und am Automobil einzusetzen. Im Folgenden soll beleuchtet werden, nach welchen Kriterien derzeit FE Menschmodelle validiert werden.

In den letzten Jahren hat es sich etabliert, für die Validierung von Menschmodellen sogenannte Validierungskataloge zu entwickeln, die eine Liste mit geeigneten Referenzexperimenten aus der Literatur enthalten und Parameter festlegen, nach denen ein Modell validiert werden soll. Diese Kataloge enthalten Validierungslastfälle, die hierarchisch verschiedene Modellierungsebenen des Menschen widerspiegeln.

Der Validierungsstand der Menschmodelle THUMS™ Version 4.01, THUMS™ Version 5 und dem Modell des GHBM-Konsortiums sollen im Folgenden aufgezeigt werden. Diese Modelle stellen derzeit die Modelle mit dem höchsten Entwicklungs- und gleichzeitig auch mit dem höchsten Validierungsstandard dar. Aus verschiedenen Veröffentlichungen oder aus den Handbüchern zu den Modellen lassen sich Informationen zu deren Validierung entnehmen [19], [20], [46]–[48].

THUMS™ Version 4

Bei der Validierung des FE Menschmodells THUMS™ Version 4 wurde zwischen Komponenten- und Ganzkörperlastfällen unterschieden. Insgesamt wurde das Modell gegen 20 Lastfälle auf lokaler und regionaler Ebene und sieben Lastfälle auf globaler Ebene validiert (vgl. Abbildung 2.12 und Abbildung 2.13). Informationen zur Validierung lassen sich aus verschiedenen Veröffentlichungen [18], [46] entnehmen. Allerdings fehlen hier meist wichtige Angaben, um eine grundlegende Glaubwürdigkeit des Modells herzustellen. Beispielsweise lassen sich aus der Dokumentation keine Informationen darüber finden, welche Unsicherheiten sich aus der Dokumentation der Referenzexperimente ergaben und wie damit bei der Validierung des Modells umgegangen wurde. Außerdem fehlt eine Auswertung der experimentellen und numerischen Ergebnisse mit einer objektiven Validierungsmetrik. Definierte Validierungsparameter werden lediglich qualitativ anhand eines Vergleichs der Simulationskurve mit Korridoren oder einzelnen Testkurven aus den Versuchen bewertet. Des Weiteren sind einige Referenzexperimente als „alt“ einzustufen. Die Spanne der Versuche erstreckt sich von 1974 bis 2010. Gerade bei den älteren Referenzexperimenten wäre eine Unsicherheitenanalyse von größter Relevanz.

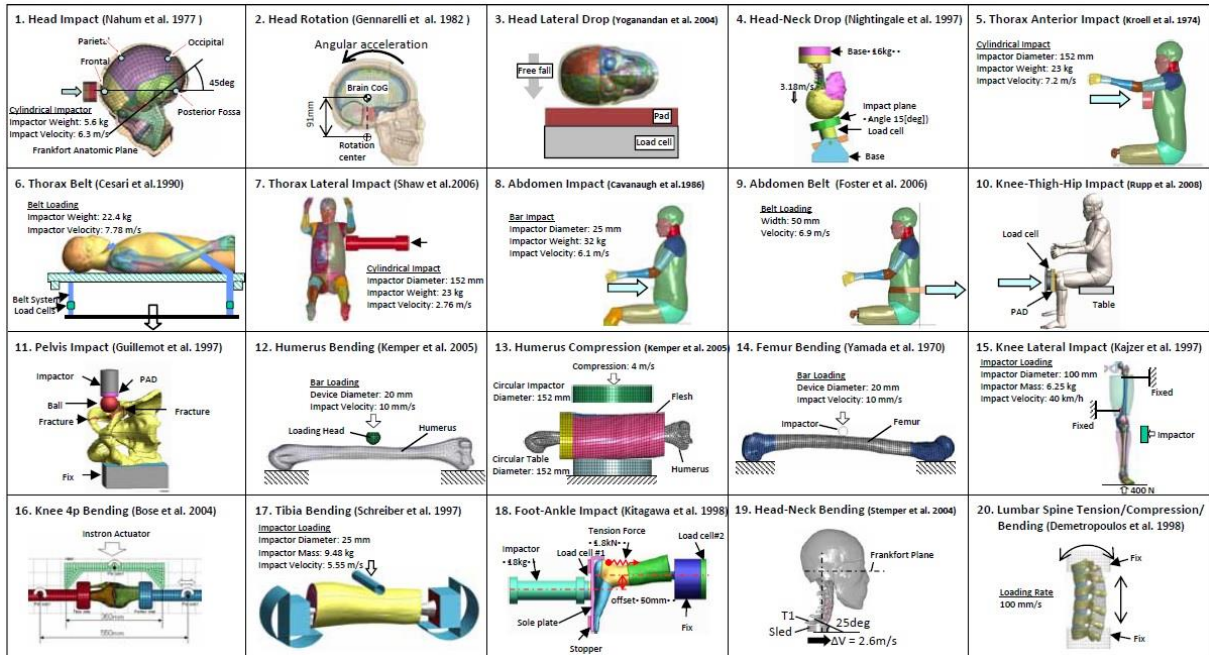


Abbildung 2.12 Validierungskatalog des Menschmodells THUMS™ Version 4 auf lokaler und regionaler Ebene [49]

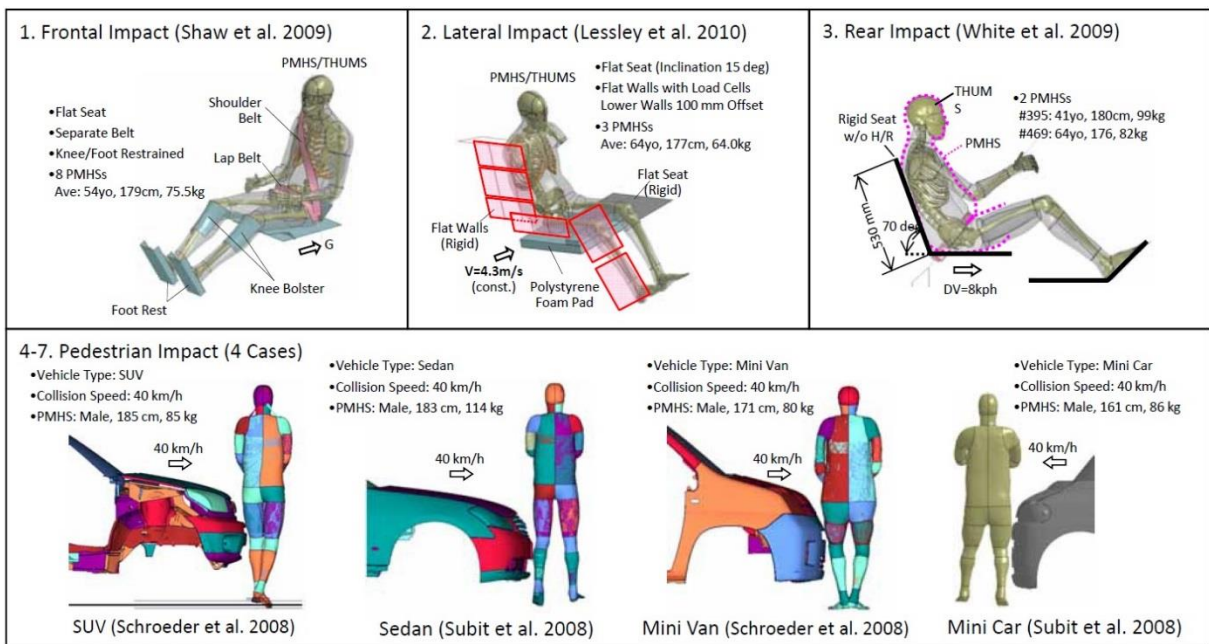


Abbildung 2.13 Validierungskatalog des Menschmodells THUMS™ Version 4 auf globaler Ebene [49]

THUMS™ Version 5

Das Menschmodell THUMS™ Version 5 wurde gegen 36 Experimente mit PMTO aus der Literatur validiert. Der Validierungskatalog ist in Abbildung 2.14 zu sehen und beinhaltet Lastfälle auf lokaler, regionaler und globaler Ebene. In verschiedenen Veröffentlichungen wird die Validierungsarbeit am Modell dokumentiert. Allerdings fehlen auch hier wichtige Angaben über die Behandlung von Unsicherheiten, was auch hier bei einem ähnlichen Alter der Referenzexperimente wie bei THUMS™ Version 4 als äußerst wichtig einzustufen wäre. Simulations- und Versuchsergebnisse wurden mithilfe der CORA-Methode [42], [44] ausgewertet. Für die vom Anwender zu wählenden Parameter der Methode werden die von Gehre et al. empfohlene Standardwerte verwendet. [19], [50]

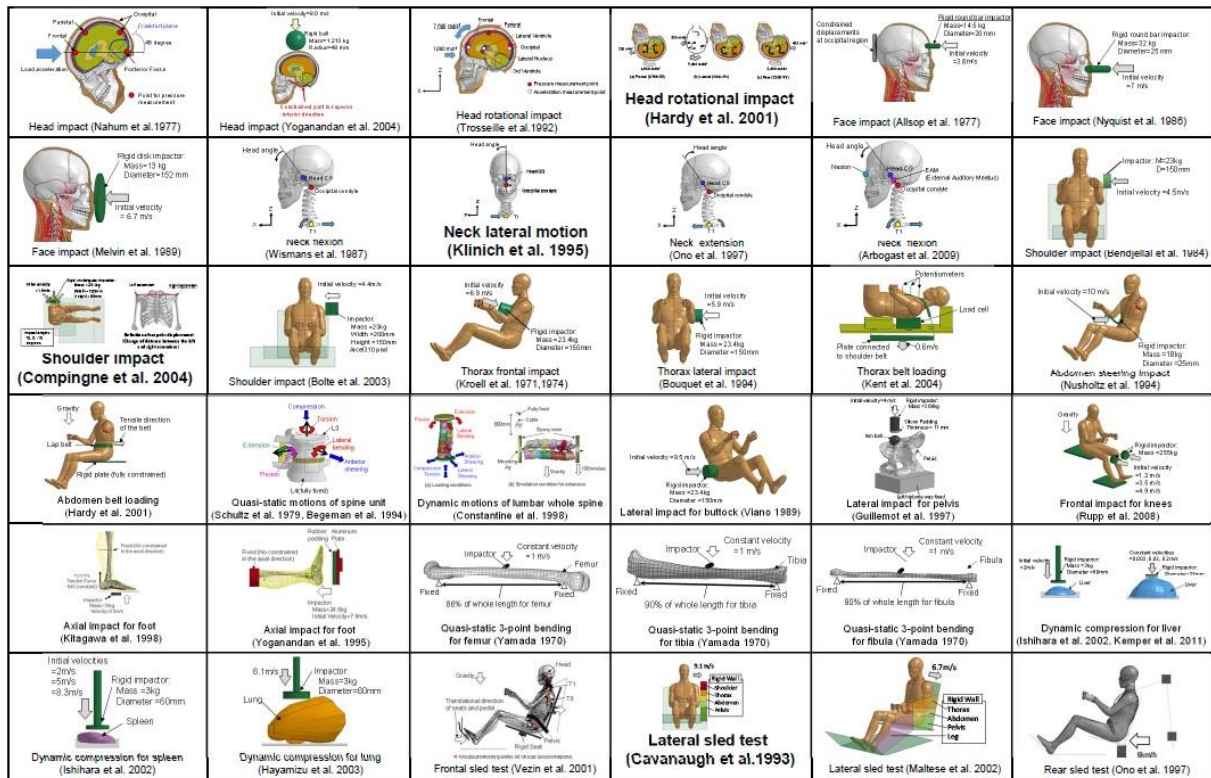


Abbildung 2.14 Validierungskatalog des Menschmodells THUMS™ Version 5 [19]

GHBM

Das Menschmodell des GHBM-Konsortiums wurde gegen insgesamt 49 Lastfälle auf regionaler Ebene, davon acht Kopf-, acht Nacken-, fünf Thorax-, elf Abdomen-, drei Pelvis- und 14 Extremitätenlastfälle, und neun Lastfälle auf globaler validiert. Informationen zu den einzelnen Validierungslastfällen lassen sich in verschiedenen Veröffentlichungen finden [20], [47], [51]–[53]. Diese fallen im Wesentlichen sehr viel genauer aus als alle Dokumentationen über die Validierung von FE Menschmodellen bis zu diesem Zeitpunkt. So sind beispielsweise bei Park et al. [53] Informationen über eine Sensitivitätsanalyse gegeben. Außerdem wird mit der CORA-Methode eine objektive Evaluierungsmethode angewendet. Allerdings ist auch hier zu bemerken, dass die Referenzexperimente zum Teil sehr alt sind – das älteste wurde ebenfalls 1974 durchgeführt.

Andere Initiativen

Innerhalb der sogenannten THUMS User Community (TUC), einem Projekt der Ludwig-Maximilians-Universität in Kooperation mit sieben Automobilherstellern und einem Zulieferer, wurde ein Validierungskatalog entwickelt, der für die Anwendung eines jeden Menschmodells geeignet sein soll. Dieser enthält 31 Lastfällen auf allen vier Validierungsebenen. Die numerischen Validierungsumgebungen des Katalogs werden derzeit zur Veröffentlichung vorbereitet, um eine breite Akzeptanz unter den Anwendern von FE Menschmodellen zu erreichen und dadurch die Glaubwürdigkeit und das Vertrauen in die Modelle zu verbessern.

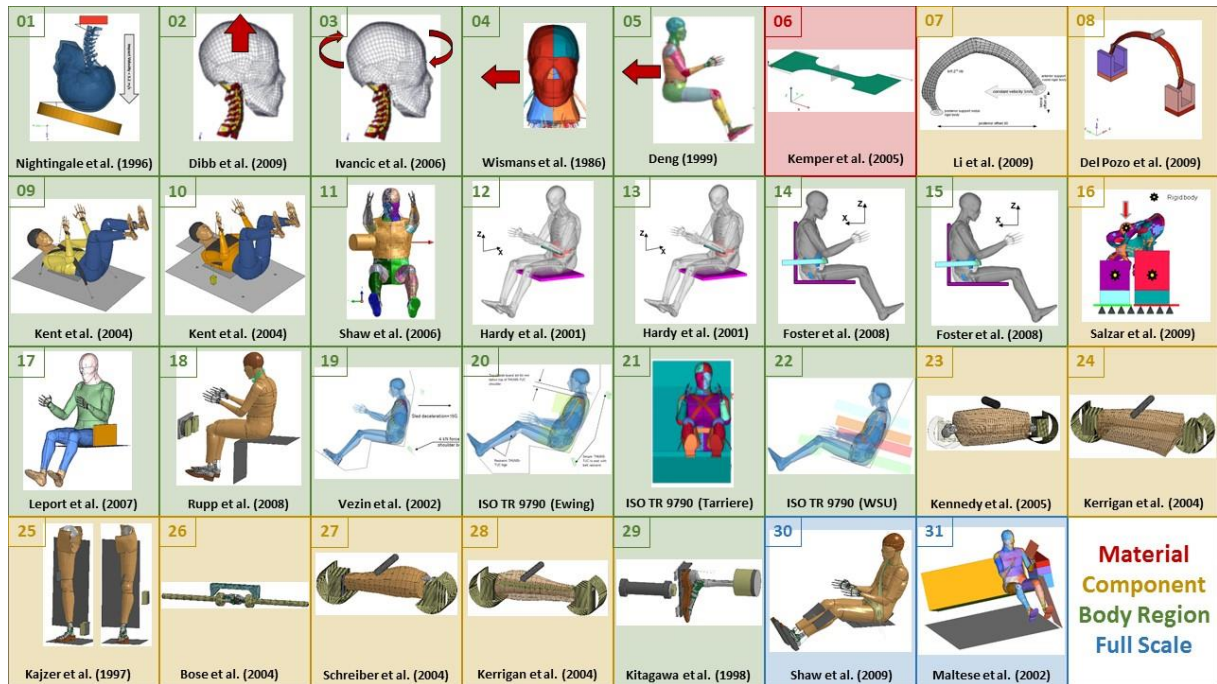


Abbildung 2.15 Validierungskatalog der THUMS User Community [54]

2.3.2 Objektive Evaluierungsansätze

In den vergangenen Jahren hat sich die CORA-Methode als objektives Bewertungsverfahren der Wahl bei der Validierung von FE Menschmodellen etabliert. Park et al. [53], Iwamoto et al. [19], [50], Arun et al. [55] und Paas et al. [56] wendeten im Zeitraum von 2013 bis 2015 die CORA-Methode in ihren Studien für den Vergleich von zwei eindeutigen, zeitabhängigen Kurven an.

In der Studie von Park et al. sollte die Biofidelität des Menschmodells des GHBM-Konsortiums unter lateraler Belastung bewertet werden. Für die Evaluierung der Korrelation zwischen den Ergebnissen aus PMTO Versuchen und der Simulation mit dem Modell wurde eine CORA-Analyse durchgeführt. Dabei wurden alle Parameter, die für die Analyse verwendet wurden, dokumentiert. Auf Basis des CORA-Gesamtwerts, berechnet aus den einzelnen Werten der vier Metriken, wird in dieser Studie eine Aussage über die Biofidelität des Modells getroffen. Arun et al. [55] bewertet die Vorhersagefähigkeit der Kinematik des GHBM-Modells unter frontaler Belastung mithilfe der CORA-Methode. Dabei werden alle gewählten Parameter im Detail beschrieben. Des Weiteren wird in dieser Studie explizit auf die Grenzen der Methode eingegangen und die Wichtigkeit von adäquat gewählten Parametern betont. Iwamoto et al. [19], [50] benutzten für die Bewertung der Biofidelität des THUMS™ Version 5 die CORA-Methode. Paas et al. [56] entwickelten eine Matrix aus vier Bewertungsmethoden, um die Vorhersagefähigkeit eines Fußgängermodells evaluieren zu können. Eine dieser Methoden stellte die CORA-Methode dar, eine weitere eine eher subjektive visuelle Bewertung der Kinematik des Fußgängers während des Anpralls. In der Studie wird explizit betont, dass isolierte CORA-Werte nur eine sehr eingeschränkte Aussagekraft haben. Beispielsweise ging ein sehr guter CORA-Wert mit einer nicht realistischen Kinematik des Fußgängers einher. Deshalb wurde innerhalb der Studie die Notwendigkeit einer weiteren visuellen Methodik betont, um irreführende CORA-Bewertungen ausschließen zu können.

2.3.3 Herausforderungen im Zusammenhang mit der Validierung von FE Menschmodellen

Zusammenfassend lassen sich folgende Herausforderungen für die Validierung von FE Menschmodellen feststellen.

Auswahl von verletzungsmechanischen Experimenten als Referenz

Die Validierung von FE Menschmodellen impliziert, dass Versuche mit Humanmaterial durchgeführt werden müssen [4]. Um dieser Notwendigkeit nachzukommen, haben sich verschiedene Möglichkeiten etabliert, um verletzungsmechanischen Phänomene experimentell abzubilden. Dazu gehören Freiwilligenversuche, während derer die Probanden einer Belastung unterhalb der Verletzungstoleranzgrenze ausgesetzt werden, oder Experimente mit postmortalen Testobjekten (PMTO). Da Menschmodelle zur Verletzungsprädiktion in hochdynamischen Unfallszenarien entwickelt werden, sind Freiwilligenversuche als Validierungsgrundlage für verletzungsmechanische Phänomene im menschlichen Körper nicht geeignet, da das Belastungsniveau unterhalb der Verletzungstoleranzgrenze bleiben muss. Verletzungsmechanische Versuche mit PMTO weisen zwar eine lange Historie auf, sind allerdings seit jeher mit einer Reihe von Einschränkungen verbunden. Neben allen ethischen Bedenken im Zusammenhang mit Leichenversuchen stellt sich zum einen die Frage nach der physiologischen Relevanz der Ergebnisse auf verletzungsrelevanten Belastungsniveau. Ein PMTO ist eben ein ausschließlich passives Modell, wodurch der mögliche Einfluss durch Muskelaktivierung auf verletzungsmechanische Mechanismen nicht berücksichtigt werden kann. Allerdings lässt sich hier argumentieren, dass Belastungen bei hochdynamischen verletzungsrelevanten Anprallszenarien innerhalb weniger Millisekunden erfolgen und damit Muskelaktivierung aufgrund der längeren Reaktionszeiten des Menschen keine Rolle spielen.

Ein weiteres Problem ist, dass die Validierung von FE Menschmodellen bisher meist indirekt erfolgen musste. Dabei wird auf Referenzexperimenten zurückgegriffen, welche bereits in der Literatur vorliegen. Eine Vielzahl an verletzungsmechanischen Versuchen mit Humanmaterial ist zwar vorhanden, diese wurden allerdings zum Teil schon vor längerer Zeit unternommen, sodass mit einigen Hürden infolgedessen gerechnet werden muss. Eine Dokumentation des experimentellen Aufbaus, des Testprotokolls und der Ergebnisse liegen zumeist in den Veröffentlichungen vor. Allerdings kann es aufgrund der ursprünglichen Intention der Experimente sein, dass die Angaben in dieser Dokumentation nicht ausreichen, um auf Basis dieser Daten ein FE Modell der Prüfeinrichtung aufzubauen. Wichtige Angaben über Randbedingungen, Dimensionen, Massen oder ähnliches fehlen oft.

Die in den Experimenten erhobenen Testergebnisse weisen aufgrund der menschlichen Diversität oft eine hohe Streuung auf. Oft werden aufgrund der eingeschränkten Auswahl an Testobjekten in der gleichen Versuchsreihe männliche und weibliche Objekte unterschiedlichen Alters und Anthropometrie verwendet. Bei der Auswertung der Ergebnisse und besonders beim Vergleich mit den Simulationsergebnissen ist dieser Aspekt unbedingt zu berücksichtigen.

Numerische Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten

Ist ein verletzungsmechanisches Referenzexperiment als Validierungsgrundlage gefunden worden, welches als numerisch abbildbar eingestuft ist, ist im weiteren Validierungsprozess mit neuen Herausforderungen zu rechnen. Dazu zählt das Überführen der experimentellen in numerische Randbedingungen, was aufgrund der Vielzahl an Abbildungsmöglichkeiten durch die Finite-Elemente Methode dem Modellierer viele Freiheitsgrade lässt. Im Bereich der orthopädischen Biomechanik untersuchte Rossmann et al. [57], inwiefern die computergestützte Berechnung der Steifigkeit des Femurkopfes

von der Wahl der numerischen Randbedingungen abhängt. Dafür wurde ein Realversuch, bei dem 30 Proben eines Femurkopfes quasistatisch belastet wurden, auf sechs verschiedene Arten mit der FEM modelliert. Die aufgrund der unterschiedlich gewählten Randbedingungen erhaltene Variation der numerisch bestimmten Steifigkeit betrug etwa 280% (vgl. Abbildung 2.16).

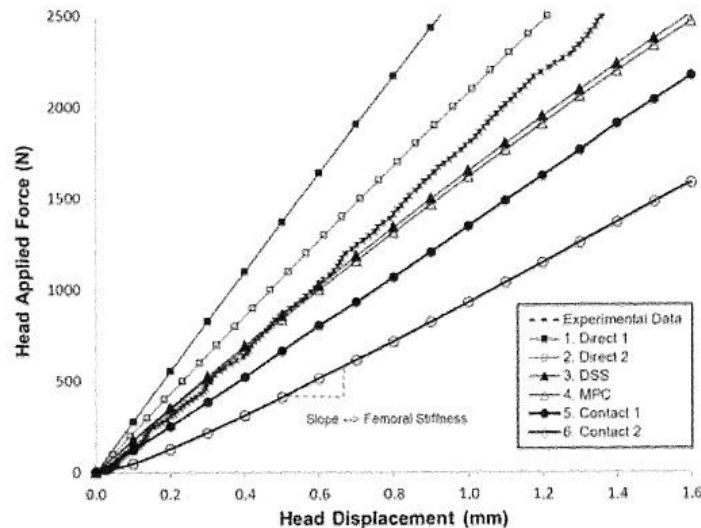


Abbildung 2.16 Kraft-Weg-Kurven zur Bestimmung der Steifigkeit des Femurkopfes aus dem Realversuch (gestrichelte Linie) und aus der Simulation des Experiments auf Basis der Modellierung von sechs verschiedenen Randbedingungen (entnommen aus [57])

Besonders wichtig bei der Wahl der geeigneten Randbedingungen ist die Gratwanderung zwischen einem detailgenauen Modellieren möglichst aller Komponenten der Realversuche und der Abstraktion der Randbedingungen auf ein Mindestmaß, um nicht unnötige Unsicherheiten ins System einzutragen.

Objektive Evaluierung der Validierungsergebnisse

Die nächste Herausforderung im Zusammenhang mit der Validierung von Menschmodellen besteht in der Bewertung der Validierungsergebnisse. Es müssen objektive Kriterien gefunden werden, nach denen die experimentellen Ergebnisse mit denen aus der Simulation verglichen werden können, um eine Aussage darüber zu erhalten, inwiefern das Verhalten des FE Menschmodell das des Testobjekts in den verletzungsmechanischen Versuchen wiedergibt. Wie bereits aufgeführt, hat sich hier die CORA-Methode etabliert. Allerdings wurde diese für die Bewertung von anthropometrischen Messpuppen entwickelt. Sollte sich dieses Verfahren als Methode der Wahl auch in den nächsten Jahren erweisen, müssen Standards für deren Anwendung bei der Validierung von FE Menschmodellen noch entwickelt werden, um diese Methode sinnvoll einsetzen zu können.

Konflikte infolge der Validierung

Zuletzt bleibt zu erwähnen, dass es infolge der Validierung zu Konflikten bei der Menschmodellierung kommen kann. So kann das Menschmodell beispielsweise eine hohe Übereinstimmung mit den experimentellen Ergebnissen beim Frontalanprall haben. Wird das gleiche Modell aber lateral belastet und validiert, kann es eine weniger gute Übereinstimmung aufweisen. Werden infolgedessen Parameter zugunsten der Vorhersagefähigkeit unter lateraler Belastung geändert, geht das zu Lasten der zuvor gut korrelierenden Frontalbelastung. Auch kann die lokale Antwort des Menschmodells sehr gut die Realität wiedergeben, beispielsweise wenn die Materialmodellierung von Weichgeweben adäquat definiert ist, auf globaler Ebene kann sich das Modell aber wesentlich zu steif oder weich verhalten. Oft

bringt die Validierung von FE Menschmodellen auf mehreren Ebenen einen Kompromiss zwischen verschiedenen Szenarien mit sich.

2.4 Zielsetzung

Die vorangegangenen Darlegungen belegen die Notwendigkeit einer angemessenen Validierung von FE Menschmodellen. Durch den Vergleich von experimentellen und numerischen Daten kann die Vorhersagefähigkeit der Modelle sichergestellt werden. Der Beweis einer genügend hohen Biofidelität ist die Voraussetzung dafür, der numerischen Prädiktion von verletzungsmechanischen Phänomenen Vertrauen zu schenken. Ein solcher Beweis kann allerdings nur dann erbracht werden, wenn es objektive Kriterien gibt, nach denen die Validierung von FE Menschmodelle durchzuführen ist. Die Ausführungen in diesem Kapitel zeigen, dass die Validierung von FE Menschmodellen mit vielen Herausforderungen und Problemen verbunden ist. Ansätze zur Lösung dieser sind in der Literatur nur sehr wenige vorhanden. Bei Cronin et al. [4] wird zwar die Problematik der Validierung von FE Menschmodelle sehr gut beschrieben. Eine Herangehensweise zur Lösung dieser ist aber nicht ausgeführt. Dabei stellt ein systematischer Ansatz bei der Validierung von FE Menschmodellen die Grundlage für die Glaubwürdigkeit der Modelle dar. Jede Validierung besteht aus mehreren Schritten, von der Auswahl und Analyse geeigneter Referenzexperimente über die numerische Modellbildung bis hin zur Auswertung der Validierungsergebnisse. Nur wenn belegt werden kann, dass jeder dieser Schritte nach objektiven, anerkannten Kriterien durchgeführt wurde, sind die Ergebnisse der Validierung auch aussagekräftig.

Ziel dieser Arbeit ist es, Herausforderungen, die bei der numerischen Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten entstehen, klar zu umreißen, um auf Basis dessen eine systematische Herangehensweise für die numerische Umsetzung von Validierungsexperimenten nach objektiven Kriterien zu schaffen. Der Fokus liegt dabei folglich auf der Analyse von vorhandenen Experimenten aus der Literatur und deren Abbildung in einem Simulationsmodell. Die biomechanische Validität des verwendeten Menschmodells spielt hierbei nur eine untergeordnete Rolle.

Dazu wurden aus der Literatur zwei verletzungsmechanische Experimente ausgewählt, die genau analysiert und numerisch umgesetzt werden sollen, um Konflikte und Probleme bei der Modellbildung solcher Experimente zu identifizieren. Die zwei ausgewählten Experimente stellen Validierungslastfälle jeweils auf lokaler und regionaler Ebene dar. Ein Lastfall auf lokaler Ebene wurde gewählt, um auf Basis der numerischen Umsetzung einer scheinbar einfachen experimentellen Prüfeinrichtung die Auswirkung von modellbildungsbedingter und experimenteller Unsicherheiten auf die Validierungsergebnisse zu quantifizieren und objektive Kriterien zur Berücksichtigung dieser im Validierungsprozess zu schaffen. Zusätzlich wurde ein Lastfall auf der nächsthöheren Validierungsebene, der regionalen Ebene, gewählt, da durch die höhere Komplexität eine weitere Art der Unsicherheit entsteht, welche evaluiert und quantifiziert werden muss, um objektive Kriterien zur Behandlung dieser zu definieren.

3 Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf lokaler Ebene

3.1 Einleitung

Um FE Menschmodelle als solides und glaubwürdiges Werkzeug für die Evaluierung und Optimierung von aktiven und passiven Sicherheitssystemen von Kraftfahrzeugen einzusetzen, bedarf es – wie bereits aufgezeigt – einer fundierten Validierung der numerischen Modelle zur Sicherstellung ihrer biomechanischen Validität. Voraussetzung für den Vergleich von Simulationsergebnissen mit den korrespondierenden Antworten aus verletzungsmechanischen Realversuchen ist ein korrektes Modellieren und Wiedergeben der in den Referenzexperimenten gewählten Randbedingungen sowie die Integration des zu validierenden Menschmodells in die numerische Validierungsumgebung gemäß der Positionierung der Testobjekte in den Referenzversuchen. Die genaue numerische Abbildung von biomechanischen Versuchen stellt allerdings eine große Herausforderung in zweierlei Hinsicht dar (vgl. Abbildung 3.1).

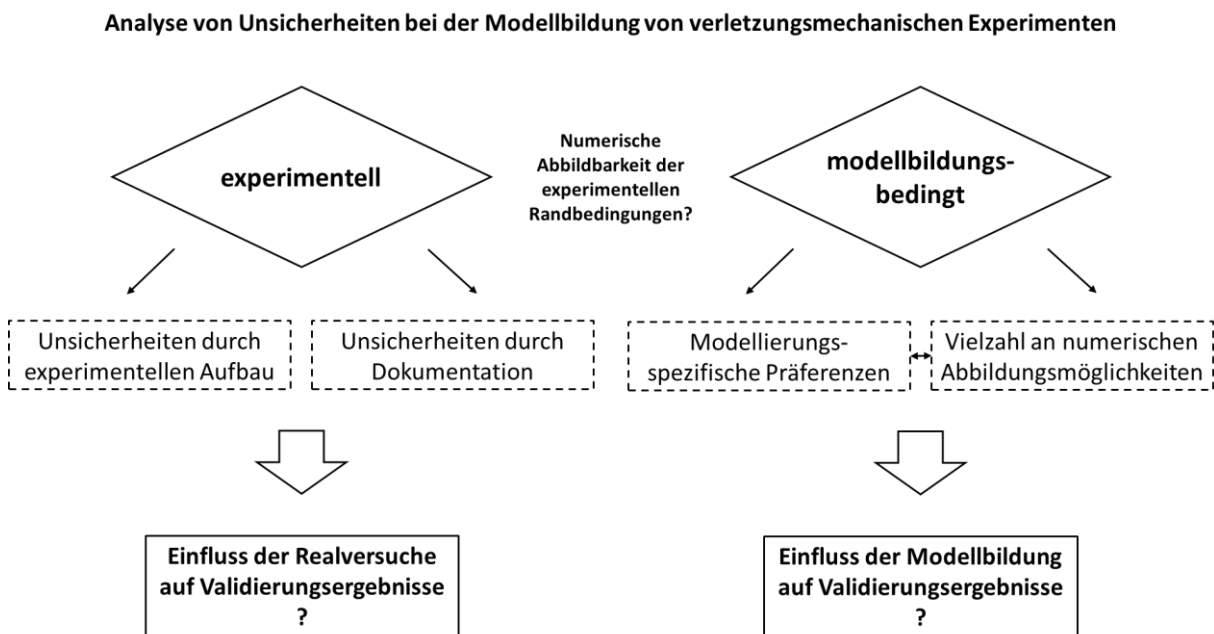


Abbildung 3.1 Herausforderungen der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten

Zum einen ist eine korrekte numerische Umsetzung von verletzungsmechanischen Experimenten durch experimentelle Unsicherheiten eingeschränkt. Diese können entweder durch den experimentellen Aufbau oder durch eine mangelnde oder fehlende Dokumentation der Referenzexperimente entstehen. Bei verletzungsmechanischen Versuchen mit humanen Materialien sind solche Unsicherheiten keine Seltenheit und entstehen oft durch die anthropometrische Diversität der Versuchsobjekte. Der Versuchsaufbau muss an jedes Individuum angepasst werden, wodurch es zu einer räumlichen Verschiebung einer Randbedingung kommen kann. Bevor man allerdings über mögliche numerische Umsetzungsmöglichkeiten der experimentellen Randbedingungen entscheidet, muss zunächst sichergestellt werden, ob die in den Referenzversuchen gewählten Randbedingungen überhaupt abbildbar sind. Besonders bei älteren biomechanischen Studien sind Informationen und Details über Teile der Versuchseinrichtungen nicht mehr verfügbar. Deshalb ist davon abzusehen, solche verletzungsmechanischen Versuche als Grundlage für die Validierung von FE Menschmodellen zu verwenden. Eine gründ-

liche Analyse der Referenz in dieser Hinsicht ist folglich am Anfang jeden Validierungsprozesses unerlässlich. Zum anderen bietet die FEM eine Vielzahl an unterschiedlichen Modellierungsvarianten für gleiche Randbedingungen und lässt damit für die Umsetzung der Realversuche in dessen numerisches Abbild einen beträchtlichen Spielraum für verschiedenartige Lösungsansätze. Die Wahl für eine bestimmte Art und Weise der Modellbildung scheint folglich in hohem Maße von subjektiven Präferenzen des Modellierers abhängig zu sein. Die Integration des Menschmodells in die Validierungsumgebung erfolgt zudem manuell, was viel Erfahrung des Modellierers im Umgang mit den Modellen voraussetzt.

In diesem Kapitel soll untersucht werden, inwiefern die genannten Herausforderungen auf experimenteller und modellbildungsrelevanter Ebene Einfluss auf die numerische Umsetzung von verletzungsmechanischen Experimenten nehmen, um daraus Erkenntnisse in Form von allgemeingültigen objektiven Ansprüchen an die Modellbildung und den Validierungsprozess zu gewinnen. Als Grundlage für die Methodik in diesem Kapitel, die unter 3.2 näher vorgestellt ist, diente das verletzungsmechanische Experiment von Del Pozo et al. [58]. Dort wurde das biomechanische Verhalten von isolierten humanen Rippen postmortaler Testobjekte unter dynamischer, lateraler Belastung untersucht. Im Folgenden soll zunächst dieser Realversuch näher beschrieben und dann dessen biomechanische Relevanz aufgezeigt werden, um die Eignung der Studie für die Validierung von FE Menschmodellen sicherzustellen.

3.1.1 Beschreibung der Referenzexperimente

In der verletzungsmechanischen Studie von Del Pozo et al. [58] wurden einzelne humane Rippen lateral bei dynamischen Belastungsraten bis zu ihrem Versagen belastet. Im Folgenden werden die Aufbereitung der Rippen aus den Testobjekten, deren Positionierung in der Prüfeinrichtung, Rand- und Zwangsbedingungen der Versuche sowie die relevante Datenerfassung und -auswertung dargelegt.

Vorbereitung der Testobjekte

Gegenstand der Studie waren die Rippen drei bis sieben der linken Seite dreier männlicher PMTO, deren Durchschnittsalter $64 \pm 8,9$ Jahre betrug. Jede Rippe wurde während der Autopsie visuell eingehend auf bereits vorhandene Schäden untersucht. Lediglich unversehrte Rippen wurden aus dem Brustkorb isoliert und ihr knöcherner Teil von jeglichem Weichgewebe, Bändern und Knorpel getrennt. Hierauf wurde der Lastangriffspunkt (vgl. Abbildung 3.2: „*loading point*“) auf jeder Rippe als derjenige Punkt auf der äußeren Fläche der Rippe bestimmt, der den größtmöglichen senkrechten Abstand zur Strecke zwischen anteriorem und posteriorem Ende der Rippe hat (vgl. Z_L in Abbildung 3.3). Des Weiteren wurde für jede Rippe D_0 , die Strecke zwischen beiden Rippenenden, L_0 , die Länge jeder Rippe entlang ihrer äußeren Fläche, sowie L_1 , der Abstand entlang der äußeren Fläche der Rippe zwischen anteriorem Rippenende und Lastangriffspunkt, dokumentiert (vgl. Abbildung 3.2). Das anteriore und das posteriore Rippenende wurde mittels eines zweiphasigen Polyurethanharzes in Aluminiumtöpfe eingebettet, welche mit der Prüfvorrichtung (siehe Abbildung 3.3) verbunden waren. Die Rippe wurde dabei so ausgerichtet, dass die Mittelpunkte der beiden Rippenenden in etwa in der Mitte der Aluminiumtöpfe und mit dem Lastangriffspunkt in einer Ebene, im Folgenden Lastebene genannt, lagen. Von jedem vorbereiteten Testobjekt wurden außerdem CT Bilder mit einer Schichtdicke von 0,625 mm aufgenommen.

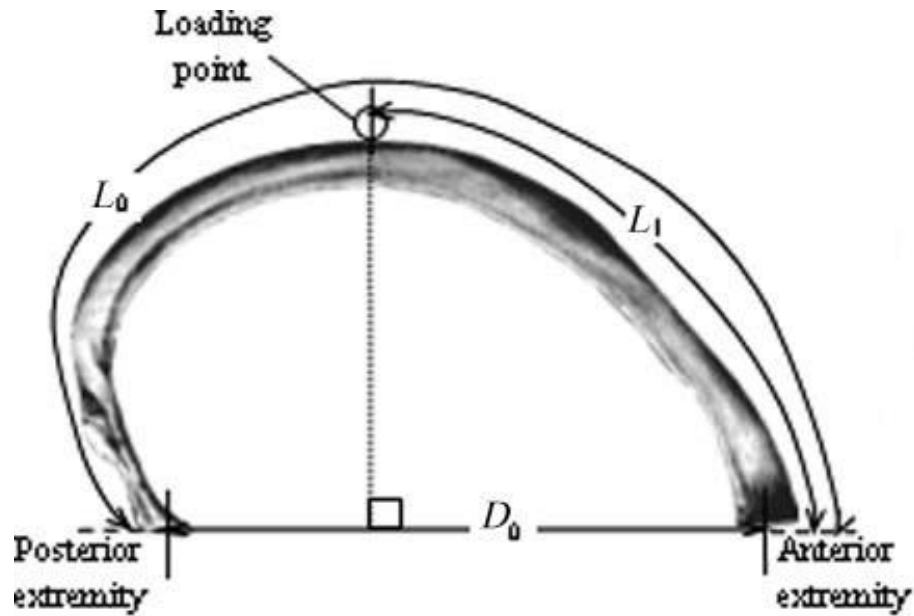


Abbildung 3.2 Der Lastangriffspunkt (*Loading point*) stellt denjenigen Punkt auf der äußeren Fläche der Rippe dar, der den größtmöglichen senkrechten Abstand zur Strecke zwischen anteriorem und posteriorem Ende der Rippe (D_0) [58]

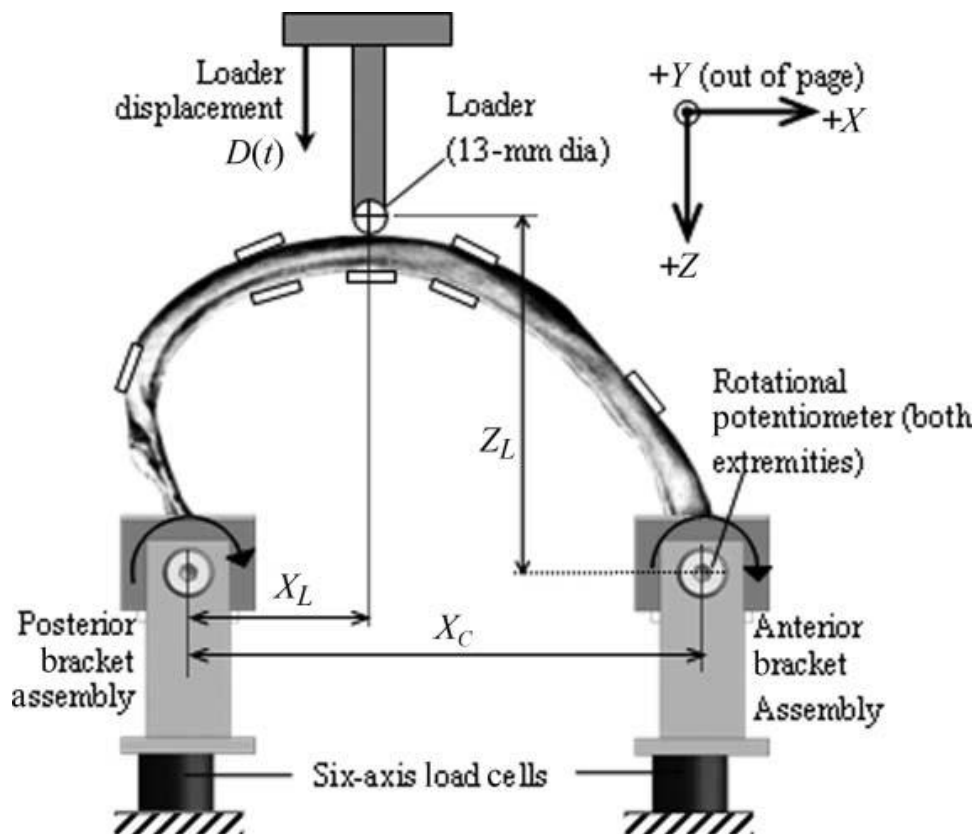


Abbildung 3.3 Prüfeinrichtung bei Del Pozo et al. [58]

Rand- und Zwangsbedingungen

Beide Aluminiumtöpfe wurden über zwei Gelenke mit den Lagern der Prüfeinrichtung (vgl. Abbildung 3.3: „*Posterior/anterior bracket assembly*“) verbunden. Die Gelenke ließen lediglich die Rotation um

eine einzelne Achse, der y-Achse, zu. Die Bewegung der Lager waren in allen translatorischen und rotatorischen Freiheitsgraden unterbunden. Die Rotationsachse der Gelenke lag senkrecht zur Lastebene. Mittels eines in der Prüfvorrichtung geführten Aluminiumstabs (vgl. Abbildung 3.3: „*loader*“) mit einem Durchmesser d von 13 mm wurde die Rippe mit einer Belastungsgeschwindigkeit von 1 m/s lateral beansprucht. Die Längsachse des Aluminiumstabs (Impaktor) lag dabei senkrecht zur oben beschriebenen Lastebene und parallel zu den Rotationsachsen an jedem Rippenende und belastete die Rippe in dem zuvor definierten Lastangriffspunkt. Der Impaktor wurde solange in z-Richtung geführt, bis die Rippe ein- oder mehrmals frakturierte.

Datenerfassung und -auswertung

Zur Erfassung von verschiedenen Messdaten war die Prüfeinrichtung mit der folgenden Instrumentierung ausgestattet. Zwei sechs-achsige Kraftmesszellen (vgl. Abbildung 3.3: „*six axis load cells*“) waren unter jedem Lager installiert, um Reaktionskräfte und Momente während der Belastungsphase am anterioren und posterioren Ende jeder Rippen zu messen. Mittels eines Seilzugpotentiometers wurde die Verschiebung des Impaktors über die Zeit $D(t)$ in z-Richtung bestimmt. Zwei Drehpotentiometer zeichneten zudem die Rotation in jedem Gelenk auf. Zusätzlich wurde ein einachsiger Beschleunigungsmesser am Impaktor installiert. Sechs Dehnmessstreifen wurden auf jeder der betrachteten Rippen platziert und deren Dehnungswerte gemessen.

Lediglich die Daten des Beschleunigungsmessers wurden mithilfe der Software-Plattform MatLab mit dem Tiefpassfilter CFC180 geglättet, alle anderen Messgrößen wurden ungefiltert ausgewertet. Die resultierenden Kräfte an beiden Rippenenden wurden berechnet. Der Zeitpunkt der Rippenfraktur wurde als diejenige Messzeit gewählt, bei der die Signale der Dehnmessstreifen starke Unstetigkeiten aufwiesen.

Die resultierenden Reaktionskräfte an beiden Enden aller fünf Rippebenen (drei bis sieben) der drei PMTO sowie der zurückgelegte Weg des Impaktors wurden gegeneinander aufgetragen. Die Ergebnisdigramme sind in Abbildung 3.4 zu sehen. Die Kurven lassen sich grundsätzlich in drei Abschnitte einteilen: zunächst steigt die Reaktionskraft während der ersten 5-10 mm annähernd monoton an. Nachdem ein lokales Maximum erreicht ist, sinkt der Wert der Kraft während der folgenden 5 mm auf etwa 10-50% der Maximalkraft ab. In der dritten Phase steigt die Kraft wieder an, bis der Bruch der Rippe eintritt. In einigen Fällen erfolgt der Bruch der Rippe jedoch bereits in der zweiten Phase (vor allem am posterioren Ende), in zwei Fällen sogar bereits in der ersten Phase (Rippe sieben). In Abbildung 3.5 sind abschließend die Frakturstellen aller drei Testobjekte zu sehen. Bei den meisten Belastungen erfolgte der Bruch an der Stelle des Lasteintrags. Bei einigen Rippen war zudem ein Bruch nahe des anterioren oder posterioren Endes festzustellen.

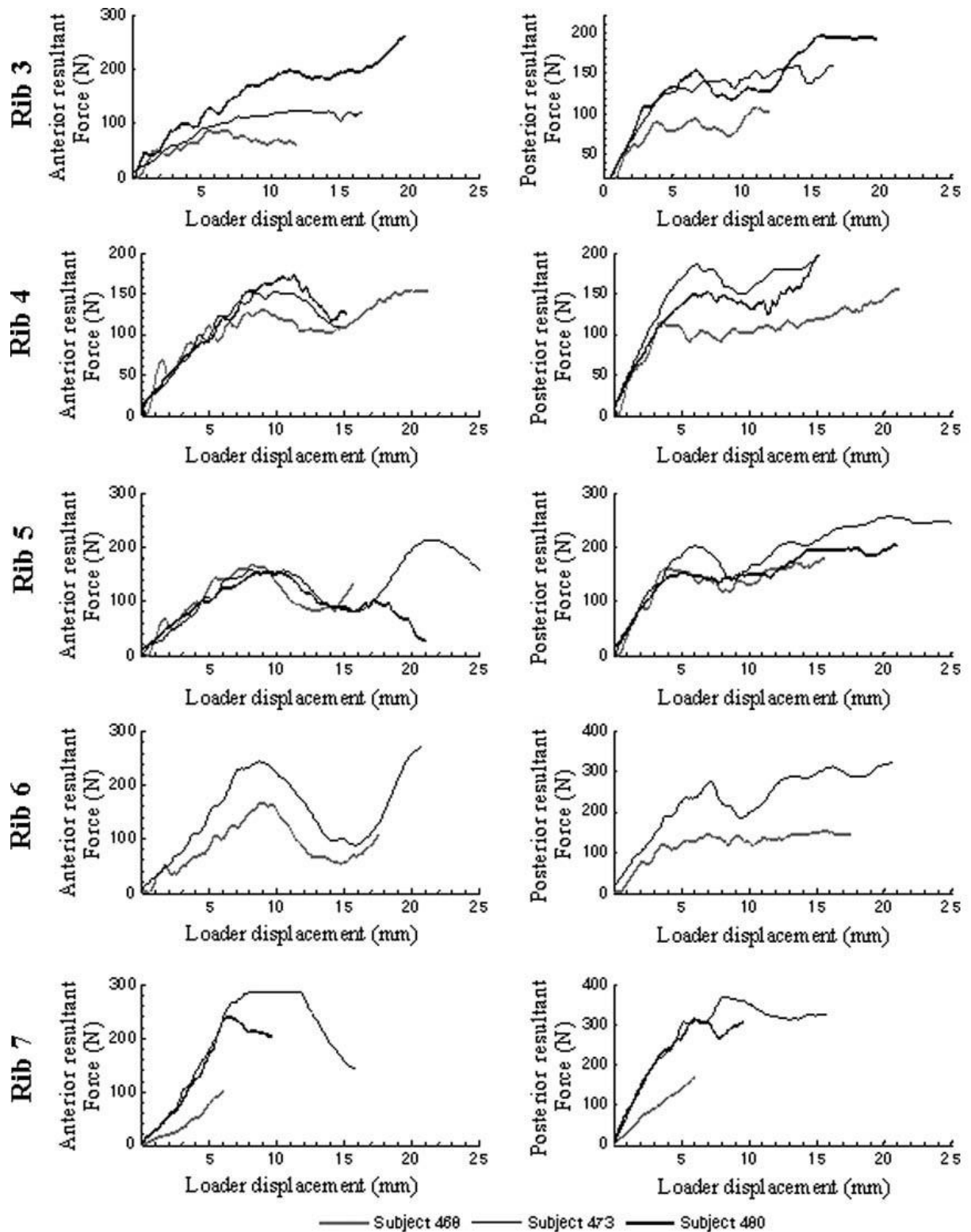


Abbildung 3.4 Kraft-Weg-Kurven für das posteriore und anteriore Ende jeder Rippe. Auf der x-Achse jedes Diagramms ist die Verschiebung des Impaktors in z-Richtung zu sehen, auf der y-Achse die resultierende Reaktionskraft, die am jeweiligen Rippenende mittels zweier Kraftmesszellen gemessen wurden. [58]

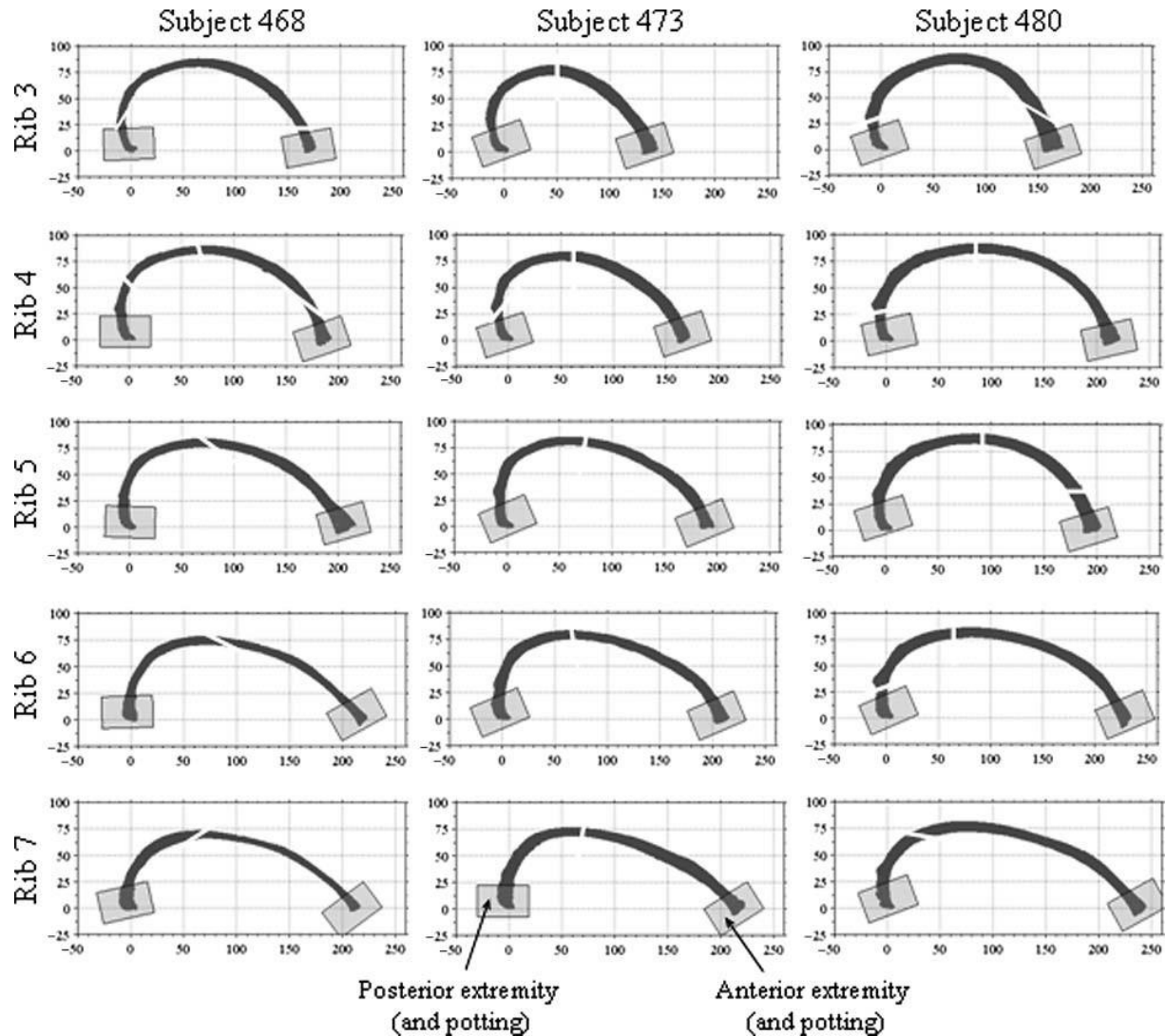


Abbildung 3.5 Oberflächengeometrien aller eingebetteten Rippen, die mittels Computertomographie erstellt wurden, mit abgebildeten Frakturstellen (weiße Linie innerhalb der Rippe). Beide Achsen zeigen die Rippendimensionen in mm und sind für alle Diagramme gleich. Der Lastangriffspunkt liegt an der am weitesten entfernten Stelle zur anterioren-posterioren Achse, i.e. beim Maximalwert der y-Achse in diesen Diagrammen. [58]

3.1.2 Biomechanische Relevanz der Referenzexperimente

Im Vorfeld jeder Validierung sollte die biomechanische Relevanz des verletzungsmechanischen Versuchs sichergestellt werden. Diese ist im Folgenden dargelegt.

Laut der zivilen US-Bundesbehörde für Straßen- und Fahrzeugsicherheit (National Highway Traffic Safety Administration, NHTSA [3]) steht der Seitenaufprall nach dem Frontalaufprall an zweiter Stelle der am häufigsten auftretenden Unfalltypen. In den USA sind nach Salzar et al. [59] beispielsweise 31% aller Verkehrsunfälle denen mit Seitenaufprall zuzuordnen. Diese Unfälle sind zudem meist mit tödlich- verunglückten oder schwerverletzten Kraftfahrzeuginsassen verbunden. Dabei treten die schwerwiegenden bzw. tödlichen Verletzungen nach Welsh et al. [60] überwiegend im Brustbereich auf. Beim Seitenaufprall ist zwischen Fahrzeuginsasse und dem einwirkenden Fahrzeug oder Objekt im Gegensatz zum Frontalcrash eine nur sehr geringe Knautschzone vorhanden. Die Tür deformiert unmittelbar in den Fahrgastraum und kollidiert mit sehr hoher Relativgeschwindigkeit mit dem Fahrzeuginsassen. Bei den dabei eintretenden Brustverletzungen stellt die Rippenfraktur eines der lebensbedrohlichsten Traumata dar. Folgen der Rippenfrakturen sind oft Einschränkungen und Schmerzen bei der Atmung,

ein vermindertes Atemvolumen, Lungenquetschungen, Einblutungen in die Lunge oder den Brustkorb, ein Eindringen der Rippen in andere Organe (Milz, Leber) oder ein sogenannter Pneumo- oder Hämatothorax. Vor allem für ältere Menschen sind Rippenfrakturen sehr bedrohlich. Um die Biomechanik der bei lateralen Belastung auftretenden Thoraxverletzungen besser verstehen zu können und dadurch Sicherheitssysteme im Automobil zur Vermeidung jener optimieren zu können, ist es essentiell, sowohl Struktur-, als auch Bruchmerkmale individueller Rippen unter lateraler Beanspruchung zu kennen. Eine Vielzahl an Studien führten Seitenaufprallversuche mit postmortalen Testobjekten durch [61] [62] [63]. Allerdings wurde in diesen Versuchen das Verhalten des gesamten Oberkörpers untersucht. Rückschlüsse auf das biomechanische Verhalten einer einzelnen, isolierten Rippe können auf diese Weise nicht geschlossen werden, zumal die Bewegungen anderer Strukturen enormen Einfluss auf diese nehmen. Ein verletzungsmechanischer Versuch mit einer einzelnen, isolierten Rippe unter seitlicher Beanspruchung wurde erstmalig und bisher ausschließlich in der gewählten Referenz [58] durchgeführt.

3.2 Material und Methoden

3.2.1 Untersuchung modellbildungsbedingter Einflüsse auf die Validierungsergebnisse

Für das Überführen von verletzungsmechanischen Experimenten in ihr numerisches Abbild ist aufgrund der vielfältigen Modellierungsmöglichkeiten der FEM zu erwarten, dass die Modellbildung nicht nur vom Erfahrungs- und Wissenstand des jeweiligen Modellierers, sondern auch von dessen modellierungsspezifischen Präferenzen abhängig ist. Um den Einfluss der numerischen Abbildungsvielfalt auf den Modellbildungs- und schließlich auch auf den Validierungsprozess zu untersuchen, wurde im Rahmen dieser Dissertation eine mehrstufige Studie durchgeführt, welche grundlegende Eigenschaften einer Metaanalyse aufweist. In einem ersten Schritt dieser Studie sollten verschiedenartige numerische Umsetzungsmöglichkeiten des gleichen Referenzexperiments identifiziert werden. Dazu wurden die Ergebnisse aus verschiedenen Projekten, in denen das unter [3.1](#) vorgestellte Experiment von unterschiedlichen Mitarbeitern und Studenten der Arbeitsgruppe für Biomechanik in ein numerisches Modell überführt wurde, als Primärdaten zusammengestellt. Diese Daten stellen Validierungsmodelle des gleichen verletzungsmechanischen Versuchs (Rippe unter lateraler Belastung) dar, sind aber jeweils durch eine verschiedenartige numerische Umsetzung der experimentellen Randbedingungen gekennzeichnet. Die Entscheidung für oder gegen eine bestimmte Modellierungsvariante wurde vom jeweiligen Modellierer subjektiv getroffen. Ziel dieser ersten Untersuchung sollte sein, den Einfluss des Modellierers auf den Modellbildungsprozess zu evaluieren. In einem zweiten Schritt der Studie sollte dann untersucht werden, inwiefern die verschiedenen Modellierungsvarianten Einfluss auf die Validierungsergebnisse nehmen. Dazu wurden die zuvor identifizierten Modelle nach festgelegten Kriterien aufbereitet, um eine Vergleichbarkeit nach bestimmten Gesichtspunkten herzustellen. Auf Basis der durch die Studie gewonnenen Erkenntnisse sollten allgemeingültige objektive Ansprüche an den Modellierungsprozess aus numerischer Sicht gewonnen werden.

Abbildung 3.6 zeigt zunächst schematisch die Ziele und den Ablauf der mehrstufigen Studie, welche im Folgenden im Detail vorgestellt wird.

Z I E L E

1. Gibt es einen feststellbaren Einfluss durch scheinbar subjektive Entscheidungen des Modellierers auf den Modellbildungsprozess?
2. Ist ein Einfluss durch solche Modellierungsfreiheitsgrade auf die Simulationsergebnisse feststellbar?
3. Lässt sich die aufgrund der verschiedenen Modellierungsmöglichkeiten zu erwartende Streuung der Simulationsergebnisse quantifizieren?
4. Ist ein Zusammenhang zwischen der durch verschiedene Modellierungsvarianten entstandenen Streuung der Simulationsergebnisse und der Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden feststellbar und quantifizierbar?

M E T H O D I K

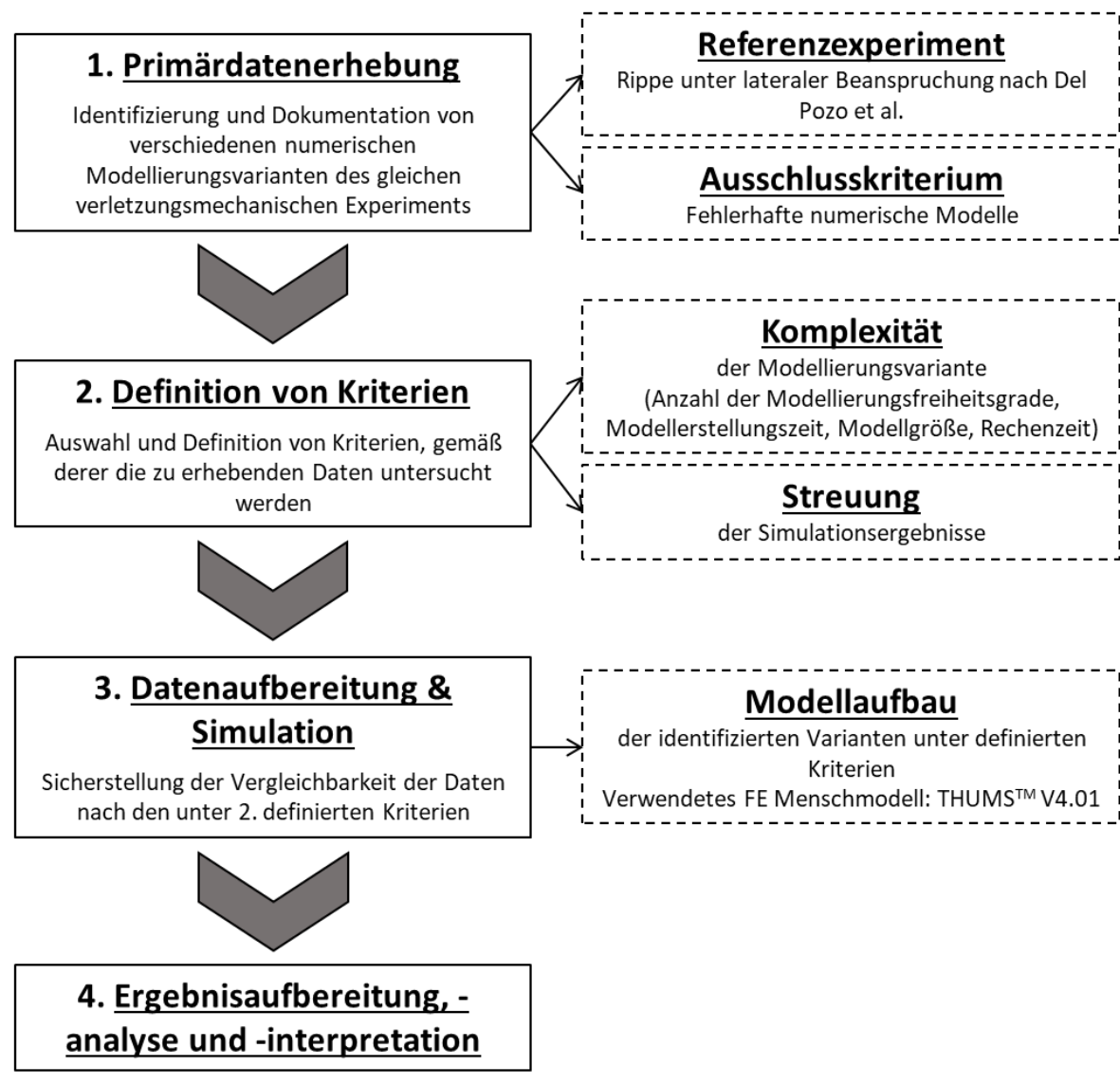


Abbildung 3.6 Ziele und Methodik der mehrstufigen Studie

Im Folgenden sollen die Ziele und die Methodik der Studie näher dargelegt werden. Dazu werden zunächst die mit der Studie zu klärenden Fragen genau definiert und voneinander abgegrenzt. Hierauf werden die in Abbildung 3.6 gezeigten Schritte der Methodik genau beschrieben. In Abschnitt 3.3 werden dann die Ergebnisse der Studie vorgestellt, um sie im Folgenden mit Bezug auf die Forschungsfragen zu interpretieren und zu diskutieren.

Definition der Ziele

Im Rahmen der Studie sollten modellbildungsbedingte Einflüsse auf die Simulationsergebnisse untersucht werden. Dazu wurden folgende Fragen formuliert, auf denen die Methodik der Studie basiert und die im Folgenden erforscht, interpretiert und diskutiert werden sollen.

Gibt es einen feststellbaren Einfluss durch scheinbar subjektive Entscheidungen des Modellierers auf den Modellbildungsprozess?

Jeder Anwender entwickelt bei längerer Beschäftigung mit der FEM subjektive Präferenzen für verschiedene Modellierungsmöglichkeiten, die er dann bevorzugt verwendet, um ein numerisches Modell aufzubauen. Für die Modellbildung eines verletzungsmechanischen Experiments bedeutet das, dass der Modellierer zwischen einer Vielzahl an numerischen Modellierungsvarianten wählen kann, mit denen er die Randbedingungen der Realversuche umsetzen kann. Es lässt sich natürlich diskutieren, dass die eine oder andere Variante aus unterschiedlichen Gründen besser geeignet ist, allerdings lässt sich meist von keiner Variante sagen, dass diese per se falsch ist. Eine Maxime der FEM ist es, das numerische Abbild eines Realversuchs oder -objekts soweit zu abstrahieren, dass so viele Details wie nötig, aber so wenige wie möglich in einem korrekten Modell abgebildet werden sollen. Unnötig modellierte Komponenten können Unsicherheiten in das numerische System eintragen. Allerdings obliegt es zu meist dem Modellierer, zu entscheiden, wo diese Abstrahierungsgrenze liegt. Der Modellierer kann die Randbedingungen eines verletzungsmechanischen Experiments also nicht nur auf sehr vielfältige Arten abbilden. Er muss auch gut bewerten können, wie viele Modellierungsdetails für eine korrekte numerische Umsetzung des Realversuchs nötig sind. Beides lässt einen beträchtlichen Spielraum an Entscheidungsmöglichkeiten, und damit auch an Modellierungsfreiheitsgraden, für den Modellierer offen. Zunächst soll also durch die Studie geklärt werden, welche Rolle solche Entscheidungsmöglichkeiten für den Modellbildungsprozess spielen.

Ist ein Einfluss durch Modellierungsfreiheitsgrade auf die Simulationsergebnisse feststellbar?

Während die erste Forschungsfrage klären soll, ob und inwiefern verschiedene Modellierer unterschiedliche Modellierungsansätze wählen, soll die zweite Frage den Einfluss von verschiedenen Modellierungsvarianten auf die Simulationsergebnisse untersuchen. Es soll geklärt werden, ob es einen messbaren Unterschied zwischen den Simulationsergebnissen gibt, wenn ein verletzungsmechanisches Experiment auf unterschiedliche Art und Weise numerisch umgesetzt wurde.

Lässt sich die aufgrund der verschiedenen Modellierungsmöglichkeiten zu erwartende Streuung der Simulationsergebnisse quantifizieren?

Der Unterschied zwischen Simulationsergebnissen, welcher aufgrund unterschiedlicher Modellierungsansätze zu erwarten ist, und im Rahmen der zweiten Forschungsfrage bestätigt werden soll, soll dahingehend untersucht werden, ob diese Streuung quantifizierbar ist. Eine messbare durch die Modellbildung verursachte Streuung kann im weiteren Validierungsprozess einen erheblichen Einfluss auf eine objektive Auswertung der Validierungsergebnisse haben.

Ist ein Zusammenhang zwischen der durch verschiedene Modellierungsvarianten entstandenen Streuung der Simulationsergebnisse und der Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden feststellbar und quantifizierbar?

Zuletzt soll untersucht werden, ob die Anzahl der oben erklärten Modellierungsfreiheitsgrade, welche durch die numerische Umsetzung eines verletzungsmechanischen Experiments gegeben sind, im direkten Zusammenhang mit der zu erwartenden Streuung der Simulationsergebnisse stehen. Untersucht werden soll, ob mit einem komplexeren Modell, welches somit eine höhere Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden aufweist, eine größere Streuung der Simulationsergebnisse einhergeht und umgedreht.

Primärdatenerhebung

Bevor im Detail erläutert wird, welche Primärdaten innerhalb der mehrstufigen Studie erhoben wurden, sollen zunächst die Begriffe *Validierungsmodell* und *Validierungsumgebung* klar definiert und voneinander abgegrenzt werden, da diese im Folgenden des Öfteren Verwendung finden. Die Validierungsumgebung umfasst die numerische Modellierung der in den Referenzexperimenten verwendeten Versuchseinrichtung, die Umsetzung aller experimentellen Rand- und Zwangsbedingungen sowie die Definition und das Auslesen der experimentellen Messdaten im Modell (im Folgenden Referenzdatenerhebung genannt). Das zu validierende FE Menschmodell oder der zu validierende Teil des Menschmodells fällt nicht unter den Begriff der Validierungsumgebung. Beide Teile, die Validierungsumgebung und das zu validierende Menschmodell, bilden zusammen das komplette numerische Validierungsmodell. Im Rahmen dieser Studie wurden die verschiedenen Modellierungsvarianten der Validierungsumgebungen untersucht. Dabei wurde auch das verwendete FE Menschmodell dokumentiert, um die Vergleichbarkeit der Ansätze evaluieren zu können.

In den Jahren 2009 bis 2015 wurde das in 3.1 vorgestellte verletzungsmechanische Experiment von del Pozo et al. [58] in der Arbeitsgruppe für Biomechanik des Instituts für Rechtsmedizin in München wiederholt in unterschiedlichen Projekten als Grundlage für die Validierung der isolierten Rippe verschiedener Menschmodelle unter seitlicher Belastung verwendet. Der experimentelle Versuchsaufbau wurde von unterschiedlichen Mitarbeitern und Studenten in ein numerisches Modell der Validierungsumgebung überführt, um damit aus verschiedenen FE Menschmodellen isolierte Rippen zu validieren. Die daraus resultierenden numerischen Validierungsmodelle der Realversuche stellen die Primärdaten der Studie dar. In einem ersten Schritt wurden diese in der Datenbank der Arbeitsgruppe für Biomechanik identifiziert und zentral gesammelt, um sie dann unter definierten Kriterien zu untersuchen. Im Folgenden werden alle Angaben, die zu den verschiedenen Validierungsmodellen gesammelt und dokumentiert wurden, erklärt.

Zunächst wurde dokumentiert, welche Rippe aus welchem FE Menschmodell isoliert wurde. Danach wurden modellierungsspezifische Angaben des Impaktors bezüglich des gewählten Materialmodells, der Materialparameter und der Elementwahl (Volumen- oder Schalenelemente) notiert. Die Höhe des Werts der Haft- und Gleitreibung wurde zwischen allen untersuchten Modellierungsvarianten verglichen und dokumentiert. Beide Rippenenden wurden in den Referenzexperimenten mittels Polyurethanharz in die Aluminiumtöpfe eingebettet. Die numerische Umsetzung dieser Zwangsbedingung wurde für alle Modellierungsvarianten der Validierungsumgebung untersucht. Beide Aluminiumtöpfe samt den eingebetteten Rippenenden weisen in den Referenzexperimenten einen rotatorischen Freiheitsgrad um die y-Achse auf. Die Art, wie diese Randbedingung in den identifizierten Validierungs-

modellen numerisch modelliert wurde, wurde dokumentiert. Die Lager des experimentellen Versuchsaufbaus weisen keine Freiheitsgrade auf. Ob und auf welche Art und Weise die Lager numerisch realisiert wurden, wurde für alle identifizierten Modellvarianten überprüft. Die Reaktionskräfte an jedem Rippenende wurden in den Experimenten mittels Kraftmesszellen unterhalb der Lager gemessen. Die FEM bietet eine Vielzahl an Modellierungsmöglichkeiten, um Reaktionskräfte in einem numerischen Modell auslesen zu können. Ein wichtiges Kriterium ist es, wo und auf welche Art der Modellierer die Reaktionskräfte erhoben hat. Die verschiedenen gewählten Arten der Referenzdatenerhebung wurden für jedes Validierungsmodell dokumentiert.

Diese mehrstufige Studie ähnelt bezüglich ihres Aufbaus einer Metastudie. Diese stehen oft in der Kritik, dass ihre Ergebnisse nur sehr bedingt valide sind, da oft Untersuchungen unabhängig von ihrer Qualität in die Analyse eingehen. Um die Qualität dieser Studie sicherzustellen, wurden diejenigen untersuchten Validierungsumgebungen von der Studie ausgeschlossen, die die Realversuche numerisch nicht korrekt abgebildet haben und somit das Ergebnis der Studie verzerren würden. Modelle mit behebbaren Fehlern in der Modellierung wurden im Rahmen der Datenaufbereitung, welche im Verlauf dieses Kapitels näher beschrieben wird, korrigiert.

Definition von Kriterien

In einem nächsten Schritt wurden Kriterien definiert, anhand derer die erhobenen Daten ausgewertet werden sollten, um sich der Beantwortung der Zielfragen annähern zu können.

Das erste Kriterium stellte die Komplexität der Modellierungsvariante dar. Dazu wurden die Anzahl der Modellierungsfreiheitsgrade, die Modellerstellungszeit, die Modellgröße und die Rechenzeit untersucht. Jede Entscheidung des Modellierers für oder gegen eine Art der Modellierung stellt einen Modellierungsfreiheitsgrad (=Parameter) dar. Die Modellerstellungszeit ist die geschätzte Zeit, die der Mitarbeiter für die numerische Realisierung der Realversuche benötigt hat. Sie beinhaltet nicht die Dauer der Bearbeitung und des Verstehens der Referenz. Sie beginnt dann, wenn alle Rand- und Zwangsbedingungen aus den verletzungsmechanischen Experimenten verstanden wurden und ein Plan für deren numerische Umsetzung erstellt wurde. Die Modellgröße der numerischen Validierungsumgebung (d.h. ohne Rippenmodell) wurde durch die Anzahl der verwendeten Knoten und Elemente bestimmt. Die Rechenzeit wurde als die Dauer definiert, die der FE Solver für die Berechnung des Lastfalls benötigt hat.

Das zweite Kriterium war die durch die verschiedenen Modellierungsvarianten verursachte Abweichung der Reaktionskräfte an beiden Rippenenden. Dazu wurden diese in einem Diagramm gegen die Impaktorverschiebung aufgetragen, um damit die Streuung der Ergebnisse bestimmen zu können.

In Abbildung 3.7 ist der Entscheidungsprozess des Modellierers schematisch dargestellt, den er während der Modellbildung durchlaufen muss. Jeder Modellierungsfreiheitsgrad (Parameter) stellt dabei eine Entscheidung für oder gegen eine Art der Modellierung dar und ist in der Abbildung in einer Raute abgebildet.

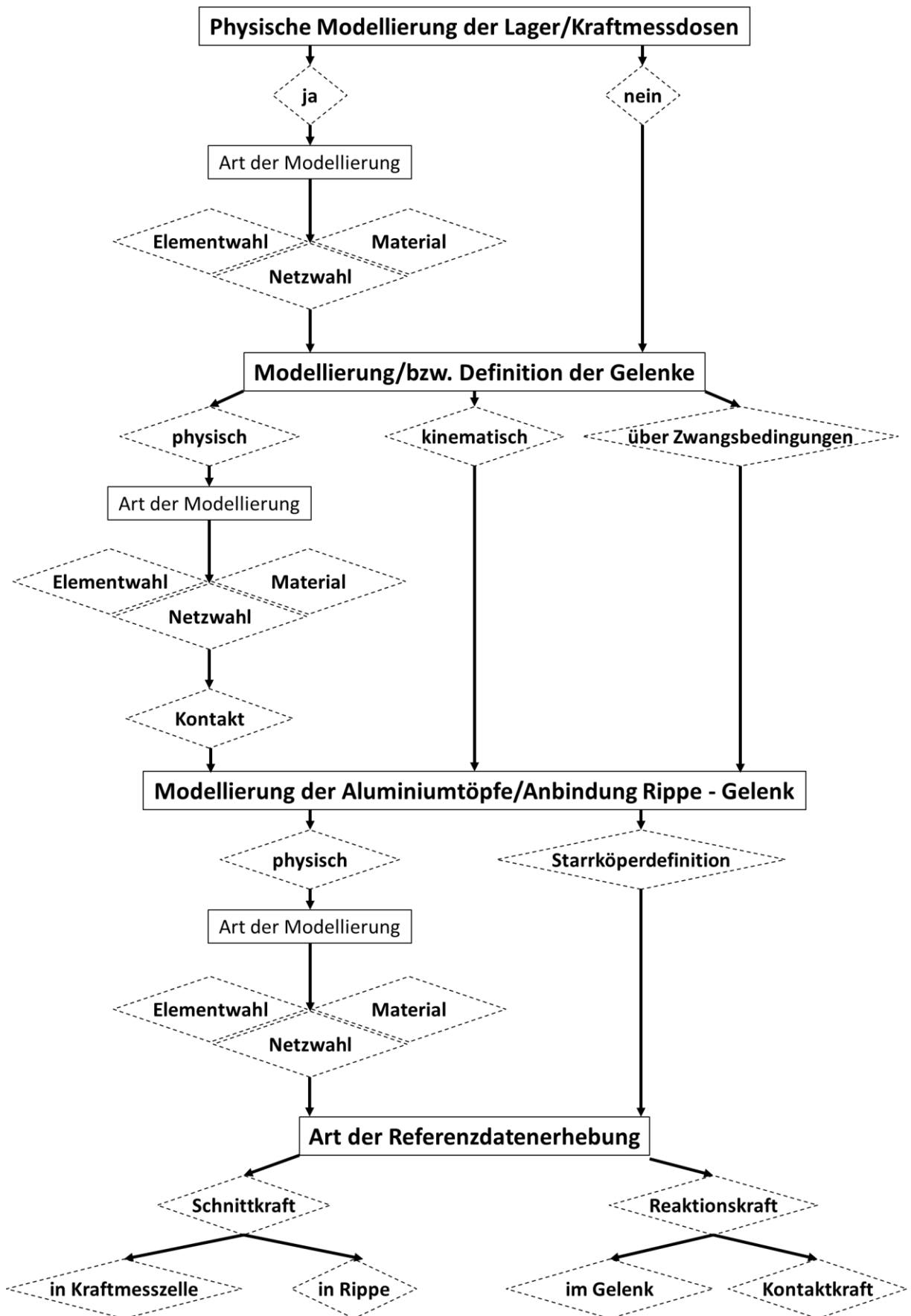


Abbildung 3.7 Entscheidungsprozess eines Modellierers in Bezug auf die numerische Umsetzung der experimentellen Randbedingungen. Alle Angaben in Rauten stellen eine Entscheidung des Modellierers für oder gegen eine Art der Modellierung, einen „Modellierungsfreiheitsgrad“ dar.

Zunächst muss sich der Modellierer entscheiden, ob er die Kraftmesszellen und die Lager der Prüfeinrichtung modellieren will. Im positiven Falle muss er eine geeignete Netz-, Element- und Materialwahl für die Bauteile treffen, was einen weiteren Parameter darstellt. In der nächsten Ebene muss er sich für die Art der Umsetzung der Gelenke entscheiden. Hier kann er zwischen den drei Möglichkeiten der physischen oder kinematischen Umsetzung oder der durch Zwangsbedingungen an den Rippenenden entscheiden. Wählt er die erste Alternative, muss er nicht nur eine geeignete Netz-, Element- und Materialwahl für die Gelenkteile treffen, sondern hat mit der Definition des Kontakts innerhalb der Gelenke einen weiteren Modellierungsfreiheitsgrad. Danach muss die Art der Modellierung der Aluminiumtöpfe und die damit verbundene Anbindung der Rippe an das Gelenk gewählt werden. Die physische Umsetzung würde wiederum einen zusätzlichen Parameter mit sich ziehen, während die Umsetzung der Einbettung der Rippenenden über Starrkörper dies verhindert. Zuletzt muss entschieden werden, wie die Reaktionskräfte auszulesen sind. Zunächst muss gewählt werden, ob das mittels einer Schnittkraft in der Kraftmesszelle oder der Rippe selbst erfolgt oder ob die Kräfte als Reaktionskräfte oder Kontaktkräfte im Gelenk ermittelt werden.

Datenaufbereitung und Simulation

Im Folgenden sollte sichergestellt werden, dass lediglich vergleichbare Untersuchungen in die Analyse aufgenommen werden. Die für diese Studie erhobenen Primärdaten, also die verschiedenen Modellierungsvarianten des gleichen verletzungsmechanischen Experiments, gingen aus verschiedenen Projekten hervor, die durch einen unterschiedlichen Fokus gekennzeichnet waren. Die Validierungsumgebungen wurden folglich für unterschiedliche Rippen von verschiedenen Menschmodellen erstellt. Um eine sinnvolle und zielführende Auswertung der Daten nach den zuvor definierten Kriterien zu ermöglichen, musste sichergestellt werden, dass die gefundenen Unterschiede nur auf die unterschiedliche numerische Modellbildung der Validierungsumgebungen, nicht aber auf das FE Menschmodell an sich oder andere Einflussgrößen, zurückzuführen sind. Deshalb wurden Parameter definiert, die für alle Validierungsmodelle identisch sein müssen, um eine Vergleichbarkeit der Modelle herzustellen. Diese Parameter wurden dann in allen zuvor identifizierten und untersuchten Validierungsmodellen auf dieselbe Art und Weise modelliert. Im Folgenden sind diese Parameter erklärt.

Die fünfte Rippe links des Menschmodell THUMS™ Version 4.01 wurde in alle identifizierten Validierungsumgebungen integriert, damit Unterschiede in den Simulationsergebnissen nur auf die Validierungsumgebung, nicht aber auf das Menschmodell zurückzuführen sind. Alle Validierungsmodelle wurden auf gleiche Weise gemäß den Angaben in der Referenz im globalen Koordinatensystem positioniert. Dabei ist die x-Achse durch die Strecke zwischen anteriorem und posteriorem Rippenende definiert, die z-Achse zeigte von der lateralen zur medialen Seite der Rippe. Beide Rippenenden sowie der Lastangriffspunkt liegen dabei in einer Ebene, der Lastebene, welche parallel zur xz-Ebene liegt. Der Impaktor bewegte sich somit in negativer z-Richtung, die Rippenenden hatten einen rotatorischen Freiheitsgrad um die y-Achse. Die Position der Rippe im globalen Koordinatensystem ist in Abbildung 3.8 zu sehen. Der Impaktor wurde bezüglich Geometrie, Material und seiner Position relativ zur Rippe für alle Validierungsmodelle gleich modelliert. Eine konstante Geschwindigkeit von 1 m/s wurde in z-Richtung definiert. Der Lastangriffspunkt auf der Rippe wurde gemäß den Angaben in der Referenz und wie unter 3.1.1 beschrieben definiert und ist für alle Modelle identisch. Zwischen Impaktor und Korkalis der Rippe wurde der gleiche Kontakt definiert. In den Referenzexperimenten wurde beobachtet, dass die Rippe während der Belastung durch den Impaktor nicht seitlich entglitten ist. Der Wert für die Haft- und Gleitreibung für den Kontakt zwischen Rippe und Impaktor sollte deshalb numerisch so eingestellt werden, dass auch in der Simulation kein Wegrutschen der Rippe auftritt. Um festzustellen, ab

welchem Reibwert dies der Fall ist, wurde eine Sensitivitätsstudie durchgeführt, bei der der Haft- und Gleitkoeffizient des Reibwerts von 0,0 bis 0,6 in Inkrementen von 0,1 variiert wurde. Wie tief die Rippenenden in die Aluminiumtöpfe und das Polyurethanharz eingebettet waren, wurde für alle Varianten gleich definiert. Am anterioren Rippenende umfasst die Einbetttiefe vier Elementreihen, am posterioren Ende fünf Elementreihen. Die räumliche Lage der Rotationsachsen im globalen Koordinatensystem, um die sich das anteriore und posteriore Rippenende der Rippen jeweils bewegen können, ist in allen Validierungsumgebungen gleich. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Achsen parallel zu Längsachsen des Impaktors liegen. Um die Dauer der Rechenzeit (Zeit, die ein FE Solver für die Berechnung eines Lastfalls benötigt) miteinander vergleichen zu können, wurde die gleiche Anzahl an Datenpunkten für die Referenzdatenerhebung definiert. Für alle Simulationen wurde das Einheitensystem mm – ms – kg – kN gewählt. Die Simulationszeit von 25 ms wurde für alle Validierungsmodelle gewählt.

Um die Streuung der Simulationsergebnisse, welche durch die verschiedenen Modellierungsvarianten bedingt ist, auswerten zu können, wurden jeweils die Reaktionskräfte am anterioren und posterioren Rippenende gegen die Impaktorverschiebung für jede gerechnete Variante in einem Diagramm geplottet. Die Reaktionskräfte wurden gemäß der SAE Norm J211 mit der Filterklasse 600 geglättet.

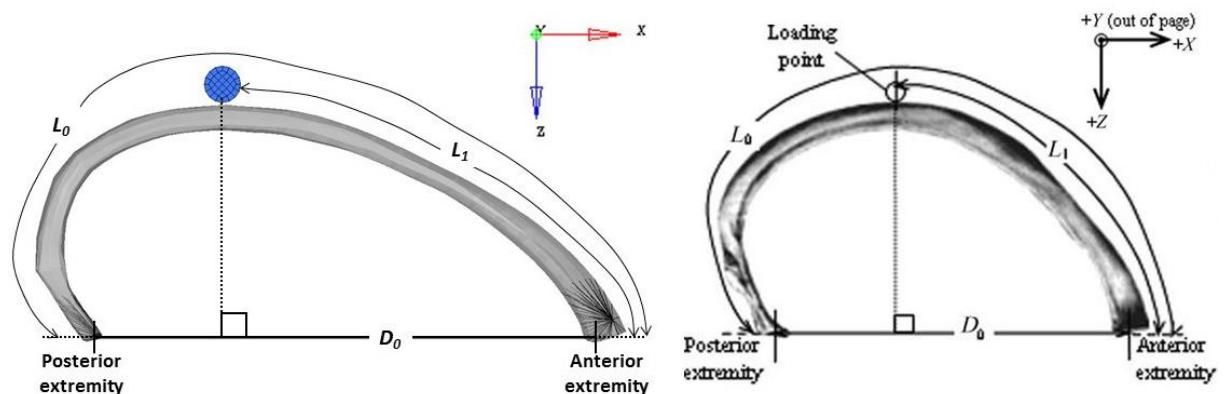


Abbildung 3.8 Position der Rippe im globalen Koordinatensystem: rechts die Vorgabe aus den Referenzexperimenten [58], links die Umsetzung im numerischen Modell

3.2.2 Untersuchung experimenteller Einflüsse auf die Modellbildung

Wie bereits einleitend dargelegt, ist ein korrektes Abbilden von experimentellen Randbedingungen in verletzungsmechanischen Versuchen oft durch Unsicherheiten aufgrund des experimentellen Aufbaus oder einer mangelhaften Dokumentation eingeschränkt. Eine gründliche Analyse der Dokumentation der Referenzexperimente [58] ergab, dass die Lage der Rotationsachse relativ zu den Rippenenden ungenügend genau durch die Oberflächengeometrien aus Abbildung 3.5 beschrieben ist. Eine genaue Definition dieser Achse ist sowohl durch die anthropometrische Diversität jeder Rippe, als auch durch das Fehlen einer reproduzierbaren Technik eingeschränkt, nach der die Rippenenden auf exakt gleiche Art und Weise in die Aluminiumtöpfe eingebettet werden können. Es liegt also nahe, dass in den verschiedenen Experimenten die exakte Lage der Rotationsachsen relativ zu den Rippenenden gewissen Schwankungen unterlag. Da zu erwarten war, dass die Lage der Rotationsachse einen messbaren Einfluss auf die Validierungsergebnisse hat, musste diese durch den experimentellen Aufbau bedingte Unsicherheit zwingend untersucht werden. Dazu wurde eine Sensitivitätsstudie unternommen, für die die Lage der Drehachsen am anterioren sowie am posterioren Rippenende in globaler x- und z-Richtung für eine Modellierungsvariante (Variante 3 aus 3.3.2) verschoben wurde. Dazu wurden an beiden Rippenenden zweidimensionale Bereiche definiert, die in der x-z-Ebene liegen und in denen gemäß den Angaben aus der Referenz die Drehachsen liegen können. Abbildung 3.9 zeigt diese räumliche

Variation der Drehachse. Ausgehend von ihrer ursprünglich definierten Lage (grüner Punkt in Abbildung 3.9) wurde sie in x- und z-Richtung in Inkrementen von 2 mm um bis zu ± 4 mm verschoben. Daraus ergab sich eine Matrix, die 25 Simulationen mit 25 verschiedenen Drehachsenvariationen enthält. Diese Matrix ist in Tabelle 3.1 abgebildet. Die Zahlen innerhalb dieser Tabelle entsprechen der Benennung der einzelnen Simulationen.

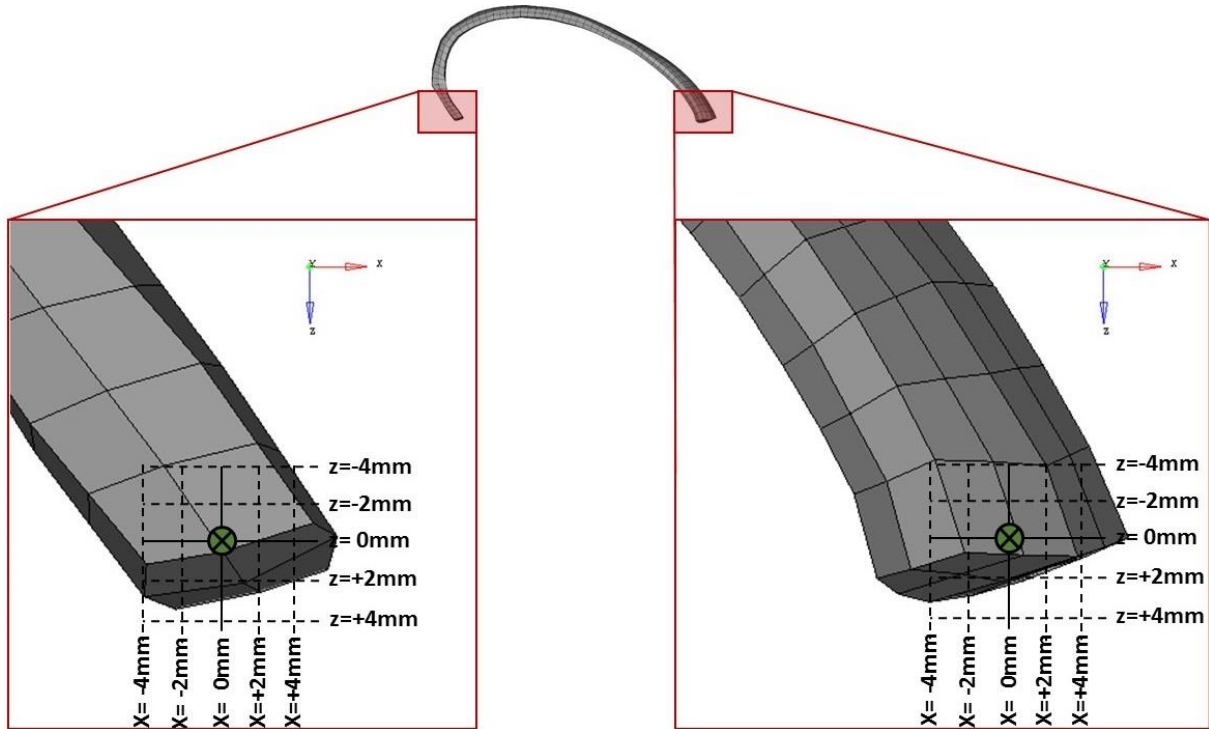


Abbildung 3.9 Variation der Drehachse: im Rahmen einer Sensitivitätsstudie wurde die Lage der Drehachse relativ zu den Rippen in globaler x- und z-Richtung (um bis zu ± 4 mm) verschoben. Die linke Seite der Abbildung zeigt das posteriore Rippenende, die rechte Seite das anteriore Rippenende.

Tabelle 3.1 Simulationsmatrix für die Sensitivitätsstudie zur Variation der Lage der Drehachse. Die Zahlen innerhalb der Tabelle entsprechen der Benennung der einzelnen Simulationen.

	x = -4 mm	x = -2 mm	x = ± 0 mm	x = +2 mm	x = +4 mm
z = -4 mm	01	02	03	04	05
z = -2 mm	11	12	13	14	15
z = ± 0 mm	21	22	23	24	25
z = +2 mm	31	32	33	34	35
z = +4 mm	41	42	43	44	45

Um die Streuung der Simulationsergebnisse der Sensitivitätsanalyse, welche durch die Variation der Drehachsenposition zu erwarten ist, auswerten zu können, wurden jeweils die Reaktionskräfte am anterioren und posterioren Rippenende gegen die Impaktorverschiebung für jede gerechnete Variante in einem Diagramm geplottet. Die Reaktionskräfte wurden gemäß der SAE Norm J211 mit der Filterklasse 600 geglättet.

3.2.3 Verwendete Software

Für den Aufbau aller erwähnten Simulationsmodelle, die Auswertung sowie die graphische Aufbereitung der Ergebnisse wurde die Software LS-PrePost 4.0 (Livermore Software Technology Corporation,

Livermore, U.S.A) sowie Hypermesh, Hyperview und Hypergraph v13.0 (Altair Engineering GmbH, Böblingen, Deutschland) verwendet.

3.3 Ergebnisse

3.3.1 Modellbildungsbedingter Einfluss auf die Validierungsergebnisse

Im ersten Schritt der zuvor vorgestellten Studie wurde untersucht, inwiefern die numerische Umsetzung von verletzungsmechanischen Experimenten vom Modellierer abhängig ist. Innerhalb der Arbeitsgruppe für Biomechanik wurden vier verschiedene Modellierungsmöglichkeiten identifiziert, eine experimentelle Prüfeinrichtung in eine numerische Validierungsumgebung zu überführen. Die Validierungsmodelle der vier Modellierungsvarianten stellen die Primärdaten der Studie dar und unterscheiden sich besonders in ihrer Komplexität und der Art und Weise der Referenzdatenerhebung. Die Modelle werden in Tabelle 3.2 nach den unter 3.2.1 erhobenen Kriterien näher vorgestellt.

Ergebnisse der Primärdatenerhebung

Tabelle 3.2 Ergebnisse des Vergleichs von verschiedenen Modellierungsvarianten der unter 3.1 beschriebenen Referenzexperimente nach den unter 3.2.1 beschriebenen Kriterien. Der Abstrahierungsgrad nimmt von Modellierungsansatz 1 bis Modellierungsansatz 4 zu, d.h. der zuerst genannte wies die meisten Details auf.

Modellierung Kriterium	Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4
Rippe	5. Rippe links	6. Rippe links	5. Rippe links	6. Rippe links
Untersuchtes FE Menschmodell	THUMS™ TUC V2	THUMS™ V4.01	THUMS™ V4.01	Eigenes Rippenmodell
Impaktor	Volumenelemente Elastoplastisches Material	Volumenelemente Elastoplastisches Material	Schalenelemente Elastoplastisches Material	Schalenelemente starres Material
Kontaktdefinition Impaktor-Rippe	Koeffizient für Haft- (F_S) und Gleitreibung (F_D): $F_S = F_D = 0$	Koeffizient für Haft- (F_S) und Gleitreibung (F_D): $F_S = F_D = 0,2$	Koeffizient für Haft- (F_S) und Gleitreibung (F_D): $F_S = F_D = 0,2$	Koeffizient für Haft- (F_S) und Gleitreibung (F_D): $F_S = F_D = 0$
Modellierung der Einbettung	Starrkörperdefinition der Rippenenden	Starrkörperdefinition der Rippenenden	Starrkörperdefinition der Rippenenden	Starrkörperdefinition der Rippenenden
Definition der Gelenke	Physisch modellierte Gelenke	Kinematische Gelenke	Kinematische Gelenke	Gelenke über Zwangsbedingungen definiert
Modellierung der Lager und der Kraftmesszelle	Lager und Kraftmesszelle physisch modelliert	Lager und Kraftmesszelle physisch modelliert	Nicht modelliert	Nicht modelliert
Referenzdatenerhebung	Reaktionskräfte durch Schnittkraft in Kraftmesszelle gemessen	Reaktionskräfte durch Schnittkraft in Kraftmesszelle gemessen	Reaktionskräfte durch direktes Auslesen der Kraft im Gelenk gemessen	Reaktionskräfte durch Schnittkraft in Rippe gemessen

Mit der fünften und sechsten Rippe der linken Seite des Thorax und mit den Menschmodellen THUMS™ TUC V2 und THUMS™ V4.01 wurden nicht nur zwei unterschiedliche Rippen, sondern auch verschiedene FE Menschmodelle für den Aufbau der Validierungsmodelle verwendet. Der Impaktor wurde entweder mit Volumen- (3D) oder und Schalenelementen (2D) modelliert und weist unterschiedliche Materialdefinitionen zwischen den verschiedenen Varianten auf. In Variante vier wurde ein

Starrkörper definiert, in allen anderen Varianten ein elastoplastisches Materialmodell. In allen vier Varianten hat der Impaktor eine konstante Geschwindigkeitsrate von 1 m/s in globaler z-Richtung. Der Kontakt zwischen Impaktor und Rippe wurde in allen Varianten zwischen dem Impaktor und der Kortikalis der Rippe definiert, unterscheidet sich allerdings in der Höhe des Koeffizienten für Haft- und Gleitreibung. Während für zwei Varianten ein Wert von 0,0 für beide Koeffizienten definiert und somit ein reibungsfreier Kontakt eingerichtet wurde, wurde ein Wert von 0,2 für Variante zwei und drei festgesetzt. Die Modellierung der Einbettung der Rippenenden mittels Polyurethanharz in den Aluminiumtöpfen wurde in allen Modellierungsvarianten gleich mittels der Definition von Starrkörpern erreicht. Allerdings ergeben sich auch hier Unterschieden in einem Detail der Modellierung, nämlich der Wahl der Anzahl an Knoten, welche die Einbetttiefe der Rippenenden in das Polyurethanharz repräsentiert. Während für Variante eins und zwei eine geringe Einbetttiefe gewählt wurde und nur die Knoten einer Elementreihe jeweils an den Rippenenden starr gesetzt wurden, wurden für die übrigen Varianten mehrere Elementreihen starr gesetzt. Die Rotation der Rippenenden um die y-Achse wurde auf verschiedene Arten erreicht: während in Variante eins die Gelenke physisch modelliert wurden, wurden sie in den anderen Varianten auf unterschiedliche Weise numerisch umgesetzt: in Variante zwei und drei wurden kinematische Rotationsgelenke definiert, deren Rotationsachsen je Gelenk durch zwei koinzidente Knotenpaare festgelegt wurden, in Variante vier wurde die Rotation durch die Definition von Zwangsbedingungen an den Rippenenden erreicht. Hier wurden für alle Knoten der zuvor beschriebenen Starrkörperdefinitionen alle Freiheitsgrade mit Ausnahme der Rotation um die globale y-Achse festgesetzt. Ein weiterer wesentlicher Unterschied in der Umsetzung der experimentellen Prüfeinrichtung ist die Modellierung der Lager und der Kraftmesszellen, was sich als Konsequenz auch auf die Art der Referenzdatenerhebung im Modell auswirkt. Während in Variante eins und zwei die Lager und die Kraftmesszellen modelliert wurden und die Reaktionskräfte als Schnittkräfte in den Kraftmesszellen ausgelesen wurden, wurden beide Komponenten in Variante drei und vier nicht modelliert. In Variante drei wurden die Kräfte direkt in den kinematischen Gelenken ausgelesen, in Variante vier mittels Schnittkräften in der Rippe selbst. Die Modellierung der Lager und Kraftmesszellen in Variante eins und zwei unterschied sich neben kleineren Abweichung in der Geometrie der Bauteile vor allem in der Wahl der Netzfeinheit. Während in Variante eins eine sehr kleine Elementgröße gewählt wurde, sind beide Teile in Variante zwei wesentlich gröber vernetzt. Weitere Unterschiede zwischen den Modellen ergaben sich außerdem in der Position der Rippe im globalen Koordinatensystem und relativ zum Impaktor.

Aufbereitete Validierungsumgebungen

Die als Primärdaten identifizierten vier Validierungsumgebungen unterschiedlicher Modellierung wurden in LS-DYNA mit der fünften Rippe links des Menschmodells THUMSTM Version 4.01 gemäß der in 3.2.1. getroffenen Annahmen modelliert, um die Vergleichbarkeit der Modelle herzustellen. Für die Definition des Reibwerts wurde eine Sensitivitätsstudie gerechnet, um festzustellen, ab welchem Wert der Koeffizienten für Haft- und Gleitreibung die Rippe nicht mehr unter dem Impaktor wegrutschte. Dazu wurden die Koeffizienten zwischen 0,0 und 0,6 in Inkrementen von 0,1 variiert. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass bis zu einem Wert von 0,4 die Rippe infolge der Belastung durch den Impaktor entgleiten konnte. Ab einem Wert von 0,5 und größer verformte sich die Rippe m-förmig und rutschte nicht unter dem Impaktor weg.

In Abbildung 3.10 sind die daraus resultierenden Validierungsmodelle zu sehen, deren Unterschiede im Folgenden im Detail beschrieben werden sollen.

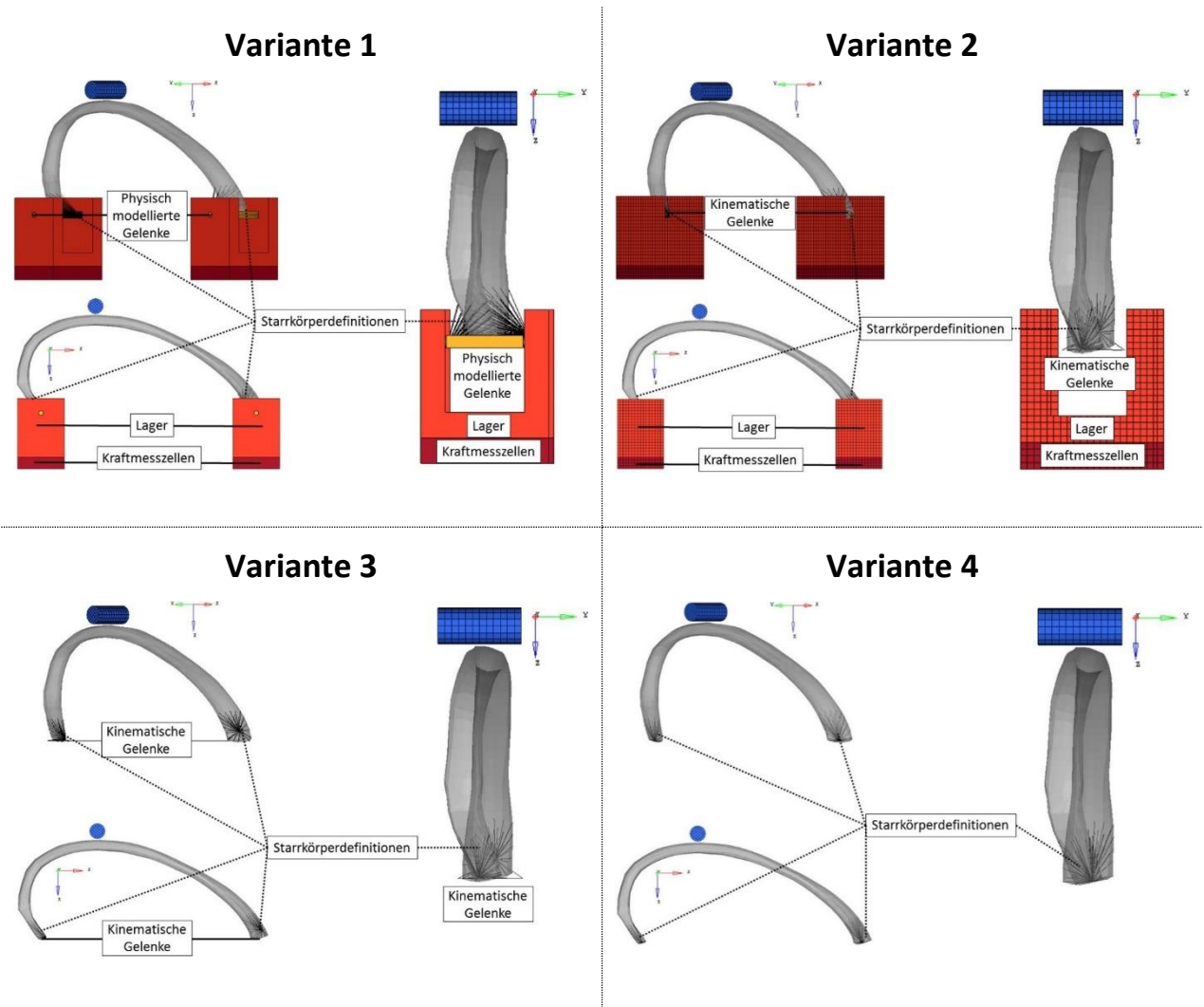


Abbildung 3.10 Validierungsumgebungen der vier identifizierten Modellierungsvarianten jeweils mit THUMS™ Version 4.01 Rippe

Wie in der Methodik bereits dargelegt, sind die Validierungsmodelle bezüglich der Wahl des Menschmodells und seiner Rippe, der Positionierung im globalen Koordinatensystem, der Modellierung und Position des Impaktors und seiner Geschwindigkeit, des Kontakts zwischen diesem und der Rippe, der gewählten Einbetttiefe sowie der Lage der Rotationsachsen gleich. Bleibende Unterschiede in der Modellierung sollten genauer untersucht werden und sind in Tabelle 3.3 zusammengefasst.

Tabelle 3.3 Unterschiede in der Modellierung der verschiedenen Validierungsmodelle, welche mit der fünften Rippe links des Menschmodells THUMS™ Version 4.01 modelliert wurden.

Modellierung	Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4
Kriterium				
Definition der Gelenke	Physisch	Kinematisch	Kinematisch	Über Zwangsbedingungen
Modellierung der Lager und Kraftmesszellen	Modelliert	Modelliert	Nicht modelliert	Nicht modelliert
Referenzdatenerhebung	Auslesen der Schnittkräfte in Kraftmesszelle	Auslesen der Schnittkräfte in Kraftmesszelle	Auslesen der Reaktionskräfte in den Gelenken	Auslesen der Schnittkräfte durch die Rippe

Die Modellierungsvarianten unterscheiden sich im Wesentlichen in der Definition der Gelenken an den Rippenenden, ob und wie die Lager und die Kraftmesszellen definiert wurden und der Art der Referenzdatenerhebung. Während Variante eins die meisten Details des experimentellen Aufbaus aufweist, nimmt der Abstrahierungsgrad von Variante zwei bis vier stetig zu. Bei Variante drei und vier wurde auf die Modellierung der Lager und Kraftmesszellen verzichtet. Bei Variante vier wurden die Rotationsgelenke durch Zwangsbedingungen definiert und die Reaktionskräfte als Schnittkräfte innerhalb der Rippe ausgelesen.

Modellkomplexität

Tabelle 3.4 zeigt die Ergebnisse der unter 3.2.1 entwickelten Kriterien für den Vergleich der Modelle in Bezug auf ihre Komplexität.

Tabelle 3.4 Ergebnisse der unter 3.2.1 entwickelten Kriterien zum Modellvergleich.

Variante Kriterium	Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4
Anzahl der Modellierungsfreiheitsgrade	12	8	5	5
Modellerstellungszeit	Mehrere Tage	2 Arbeitstage	8 Stunden	6 Stunden
Modellgröße	510.171 Knoten 467.529 Elemente	13.117 Knoten 9.600 Elemente	537 Knoten 384 Elemente	533 Knoten 384 Elemente
Rechenzeit (2 Knoten)	1h40'21''	2'04''	1'10''	1'06''

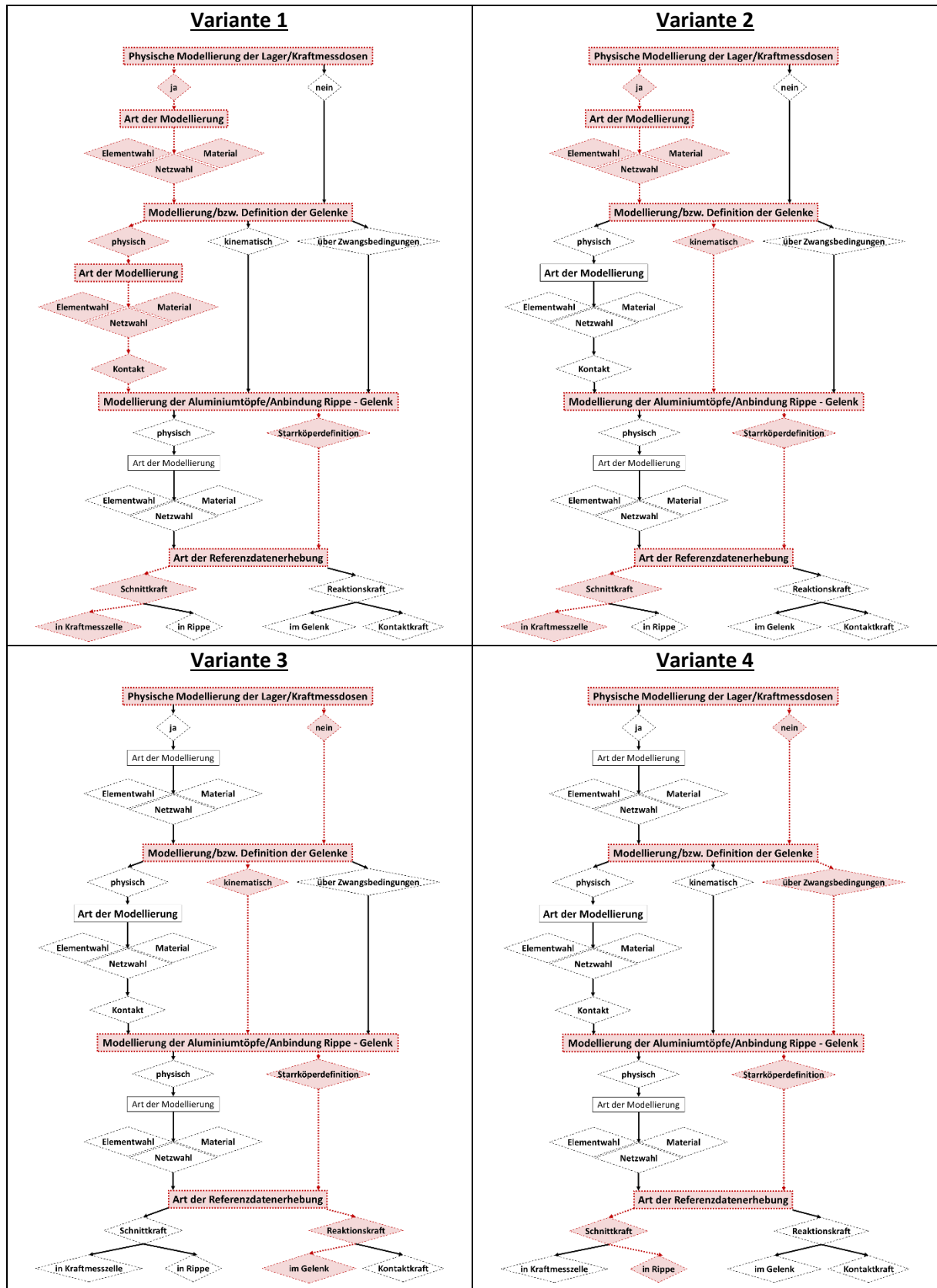


Abbildung 3.11 Modellierungsfreiheitsgrade für jede Variante: Variante eins beinhaltet zwölf Modellierungsfreiheitsgrade (12 Parameter), Variante zwei acht, Variante drei und vier fünf Parameter

In Abbildung 3.11 sind die Entscheidungsprozesse, die jeder Modellierer bei einer bestimmten Variante durchlaufen musste, zu sehen. Aus ihnen sind die Modellierungsfreiheitsgrade für jede Variante zu

entnehmen. Während Variante eins zwölf Modellierungsfreiheitsgrade (12 Parameter) beinhaltet, umfasst Variante zwei acht und Variante drei und vier fünf Freiheitsgrade.

Die Validierungsumgebung der Variante eins ist mit 510.171 Knoten und 467.529 Elementen nicht nur das größte Modell ist, sondern hat auch für seine Erstellung die meiste Zeit (mehrere Tage) in Anspruch genommen. Aufgrund der Modellgröße rechnet das Validierungsmodell auf zwei Knoten mit einer Stunde und 40 Minuten auch am längsten. Variante zwei weist 13.117 Knoten und 9.600 Elemente auf und ist somit wesentlich kleiner als die Validierungsumgebung von Variante eins. Zur Erstellung des Modells wurden in etwa 2 Arbeitstage benötigt. Die Rechenzeit betrug 2 Minuten und 4 Sekunden. Die Validierungsmodelle von Variante drei und vier ließen sich beide innerhalb weniger Stunden (acht und sechs Stunden) modellieren. Auch in der Modellgröße – die Variante vier hat lediglich vier Knoten weniger – und in der Rechenzeit (1 Minute 10 Sekunden und 1 Minute und 06 Sekunden) unterscheiden sich beide Modellierungen kaum.

Reaktionskräfte an den Rippenenden

In Abbildung 3.12, Abbildung 3.13, Abbildung 3.14 und Abbildung 3.15 sind die Reaktionskräfte jeweils am anterioren und posterioren Rippenende gegen die Verschiebung des Impaktors aller vier Validierungsmodelle aufgetragen. Die Kurven sind in Abbildung 3.12 und Abbildung 3.13 in ihrem Rohzustand. In Abbildung 3.14 und Abbildung 3.15 wurden sie gemäß der SAE Norm J211 mit der Filterklasse 600 geglättet, da mit diesem lokale Kraftspitzen reduziert werden, ohne dabei charakteristische Merkmale der Kurven zu verlieren. Auf der y-Achse der Diagramme ist die resultierende Kraft abgebildet, die in den verschiedenen Validierungsmodellen entweder in der Kraftmesszelle mittels Schnittkraft (Variante eins und zwei), als Reaktionskraft direkt im Gelenk (Variante drei) oder in der Rippe ebenfalls als Schnittkraft (Variante vier) ausgelesen wurde. Auf der x-Achse ist der Weg abgebildet, den der geführte Impaktor in negativer z-Richtung zurückgelegt hat. Die Diagramme zeigen lediglich die Verschiebung des Impaktors während der ersten 15 Millisekunden, da zu diesem Zeitpunkt in den Realversuchen die erste Fraktur auftritt. THUMS™ Version 4.01 bildet allerdings keine Frakturverhalten ab, weshalb die Simulationsergebnisse nach diesem Zeitpunkt nur noch eine sehr eingeschränkte Aussagekraft besitzen. Alle vier Kurven weisen ein zweiphasiges Verhalten auf. Über die ersten 10 mm der Impaktorverschiebung steigt die Kraft stetig an (Phase 1), bevor sich danach ein Plateau bei 600 N am anterioren Ende und bei 450 N am posterioren Ende einstellt (Phase 2). Beide ungefilterten Kraft-Weg-Kurven, für das anteriore Rippenende in Abbildung 3.12 zu sehen, für das posteriore Rippenende in Abbildung 3.13, weisen für Modellierungsvariante eins (gelbe Kurve) und zwei (grüne Kurve) wesentlich höhere lokale Kräftespitzen auf, als die Kurven von Variante drei (blau) und vier (rot), die auch in ihrem ungefilterten Zustand in nur sehr geringem Maße oszillieren. Auffällig zudem ist, dass die Kraft von Variante eins bereits während der ersten Phase stark schwankt, während die von Variante zwei erst kurz vor Einstellen der Plateauphase stark zu oszillieren beginnt.

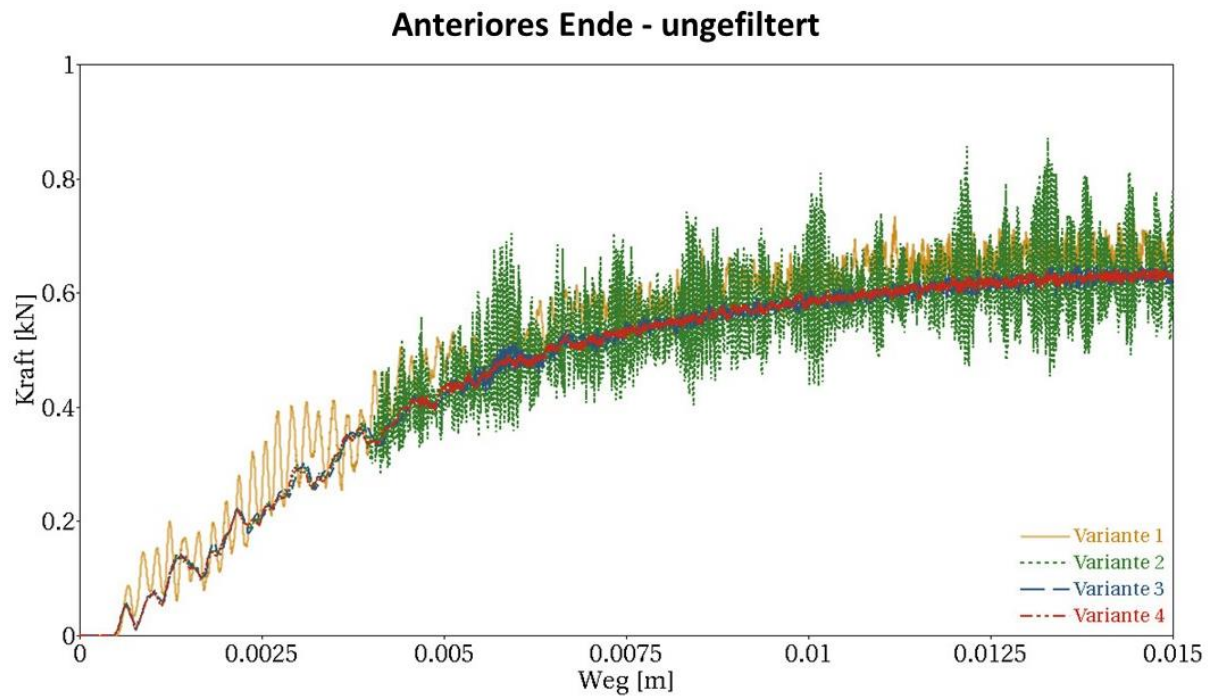


Abbildung 3.12 Kraft-Weg-Diagramm am anterioren Rippenende. Die y-Achse zeigt die resultierenden Reaktionskräfte, die in den verschiedenen Modellierungsvarianten unterschiedlich erhoben wurden, die x-Achse den Weg des Impaktors in negativer z-Richtung. Die Kurven sind ungefiltert.

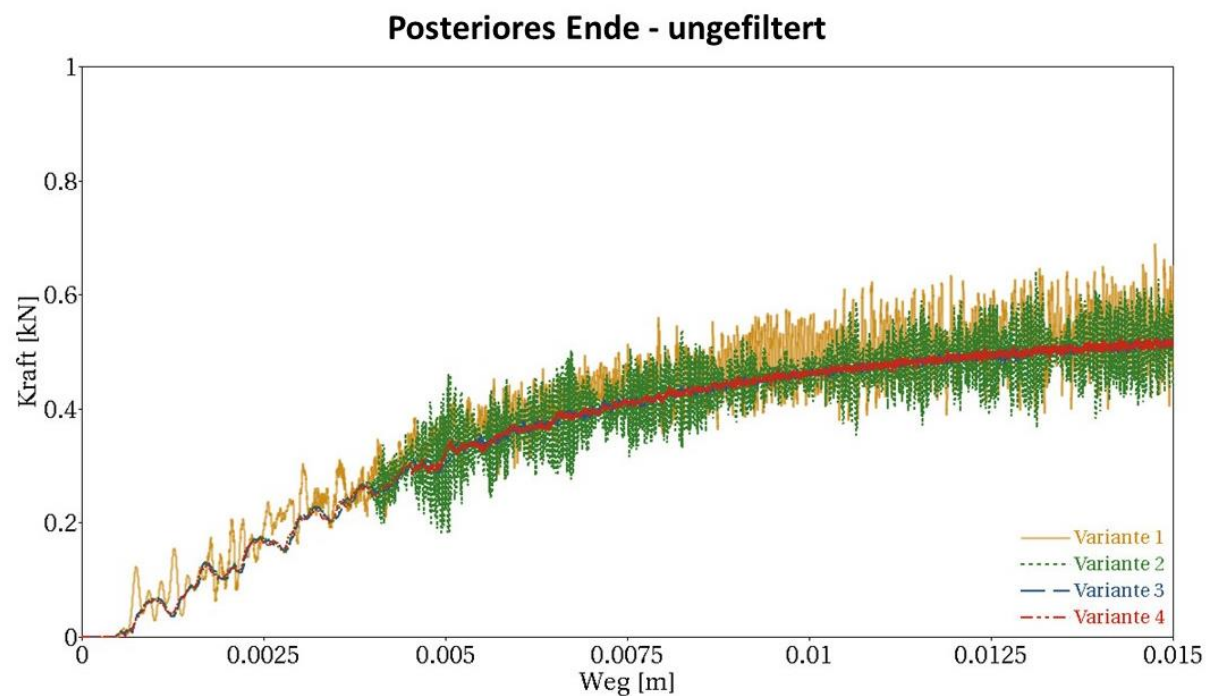


Abbildung 3.13 Kraft-Weg-Diagramm am posterioren Rippenende. Die y-Achse zeigt die resultierenden Reaktionskräfte, die in den verschiedenen Modellierungsvarianten unterschiedlich erhoben wurden, die x-Achse den Weg des Impaktors in negativer z-Richtung. Die Kurven sind ungefiltert.

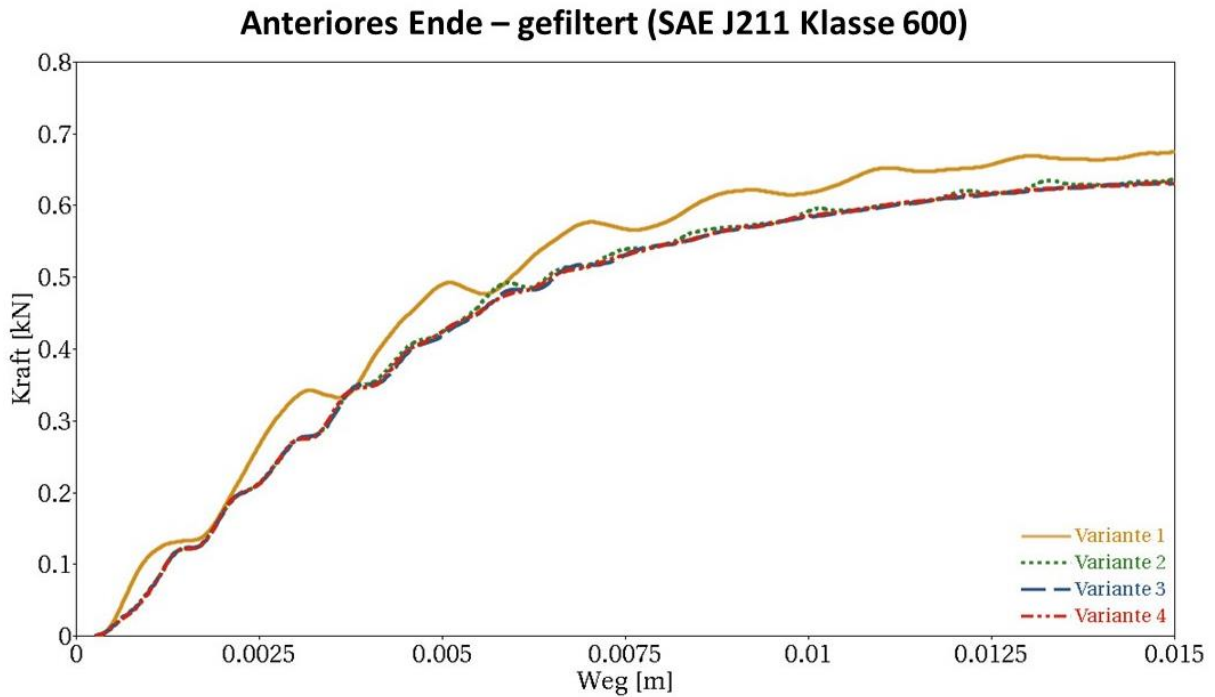


Abbildung 3.14 Kraft-Weg-Diagramm am anterioren Rippenende. Die y-Achse zeigt die resultierenden Reaktionskräfte, die in den verschiedenen Modellierungsvarianten unterschiedlich erhoben wurden, die x-Achse den Weg des Impaktors in negativer z-Richtung. Die Kurven sind mit dem SAE Filter J211 Klasse 600 geglättet.

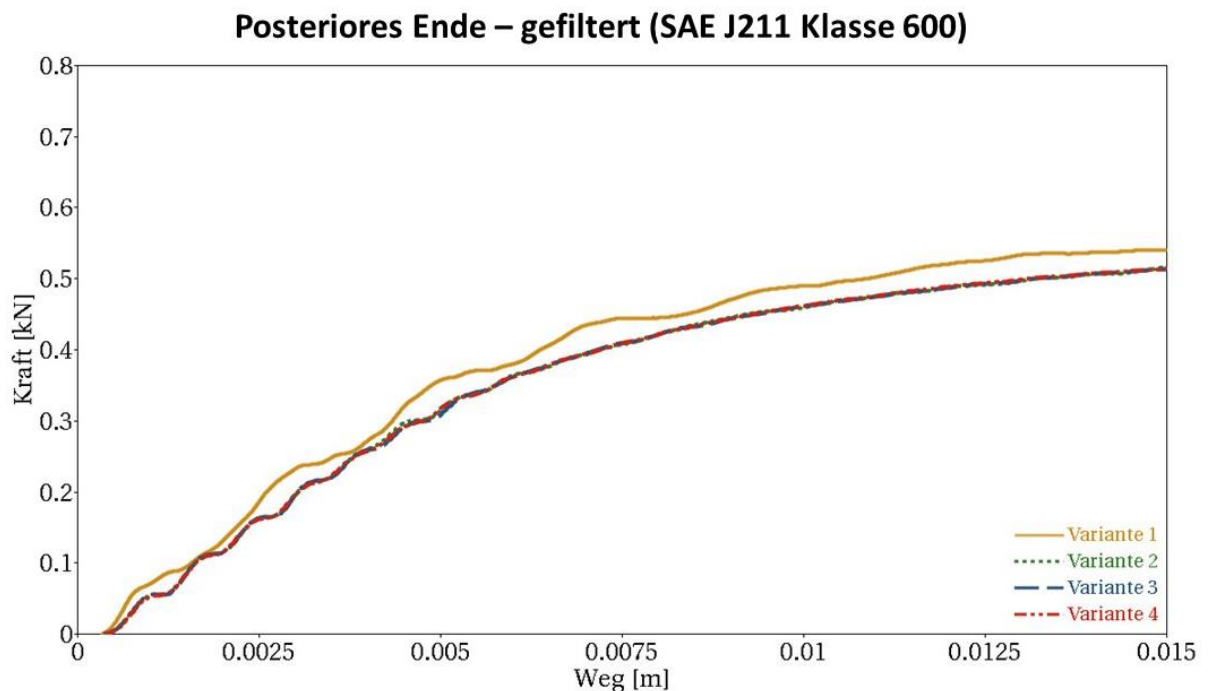


Abbildung 3.15 Kraft-Weg-Diagramm am posterioren Rippenende. Die y-Achse zeigt die resultierenden Reaktionskräfte, die in den verschiedenen Modellierungsvarianten unterschiedlich erhoben wurden, die x-Achse den Weg des Impaktors in negativer z-Richtung. Die Kurven sind mit dem SAE Filter J211 Klasse 600 geglättet.

Die gefilterten Kurven, für das anteriore Rippenende in Abbildung 3.14 zu sehen, für das posteriore Rippenende in Abbildung 3.15, lassen die folgende Streuung zwischen den einzelnen Modellierungsvarianten erkennen: während der Verlauf der Kraft-Weg-Kurven für die Varianten zwei, drei und vier an beiden Rippenenden qualitativ und quantitativ vergleichbar ist, weicht der von Variante eins ebenfalls an beiden Enden davon ab. In der ersten Phase steigt die Kraft hier steiler an und erreicht in der

zweiten Phase ein höheres Plateauniveau. Am anterioren Ende erreicht die Kraft in Modellierungsvariante eins einen Maximalwert von etwa 650 N, in den drei anderen Varianten von 600 N, was einem prozentualen Unterschied von 7,69% entspricht. Am posterioren Ende ist mit den maximal erreichten Kraftwerten von 475 N (Variante eins) und 450 N (Varianten zwei, drei und vier) ein prozentualer Unterschied von 5,26% festzustellen.

3.3.2 Experimenteller Einfluss auf die Validierungsergebnisse

Innerhalb einer Sensitivitätsstudie wurde untersucht, welchen Einfluss die Lage der Rotationsachsen relativ zum anterioren und posterioren Rippenende auf die Simulationsergebnisse hat. In Abbildung 3.16 und Abbildung 3.17 sind die Reaktionskräfte jeweils am anterioren und posterioren Rippenende gegen die Verschiebung des Impaktors für alle unter [3.2.2](#) beschriebenen Positionen der Drehachsen geplottet. Auf der y-Achse ist die resultierende Kraft abgebildet, auf der x-Achse der Weg, den der geführte Impaktor in negativer z-Richtung zurückgelegt hat. Die Kurven wurden gemäß der SAE Norm J211 mit der Filterklasse 600 geglättet. An beiden Rippenenden ergibt sich durch die Variation der Drehachsen eine Streuung der Simulationsergebnisse, welche am anterioren Rippenende wesentlich höher ausfällt. Am anterioren Ende bewirkt eine Verschiebung der Achse in negativer z-Richtung einen Anstieg der Kraft (Kurven 01 bis 05), in positiver z-Richtung einen Abfall der Kraft (Kurven 41 bis 45). Gleichzeitig steigt die Kraft durch die Verschiebung der Achse in positiver x-Richtung, was anhand der Kurven 05, 15, 25, 35 und 45 zu sehen ist, und fällt bei einer Verschiebung in negativer x-Richtung, was anhand der Kurven 01, 11, 21, 31 und 41 zu erkennen ist. Bei einer Impaktorverschiebung von 15 mm (0,015 m) schwanken die Reaktionskräfte in einem Bereich von 500 N (0,5 kN) und 700 N (0,7 kN). Am posterioren Ende bewirkt eine Verschiebung der Achse in negativer z-Richtung einen Anstieg der Kraft, was anhand der Kurven 01 bis 05 zu erkennen ist, in positiver z-Richtung einen Abfall der Kraft, was anhand der Kurven 41 bis 45 zu erkennen ist. Sowohl der Anstieg, als auch der Abfall der Kraft fällt am posterioren Rippenende wesentlich geringer aus als am anterioren Rippenende. Anders als am anterioren Ende fällt die Kraft am posterioren Rippenende durch die Verschiebung der Achse in positiver x-Richtung, was anhand der Kurven 05, 15, 25, 35 und 45 zu sehen ist, und steigt bei einer Verschiebung in negativer x-Richtung, was anhand der Kurven 01, 11, 21, 31 und 41 zu sehen ist. Bei einer Impaktorverschiebung von 15 mm (0,015 m) schwanken die Reaktionskräfte in einem Bereich von 450 N (0,45 kN) und 550 N (0,55 kN). Der qualitative Verlauf und die Form der Kurven sind allerdings sowohl für das anteriore Rippenende, als auch für das posteriore Rippenende vergleichbar und weist für alle Kurven das schon zuvor beschriebene zweiphasige Verhalten auf.

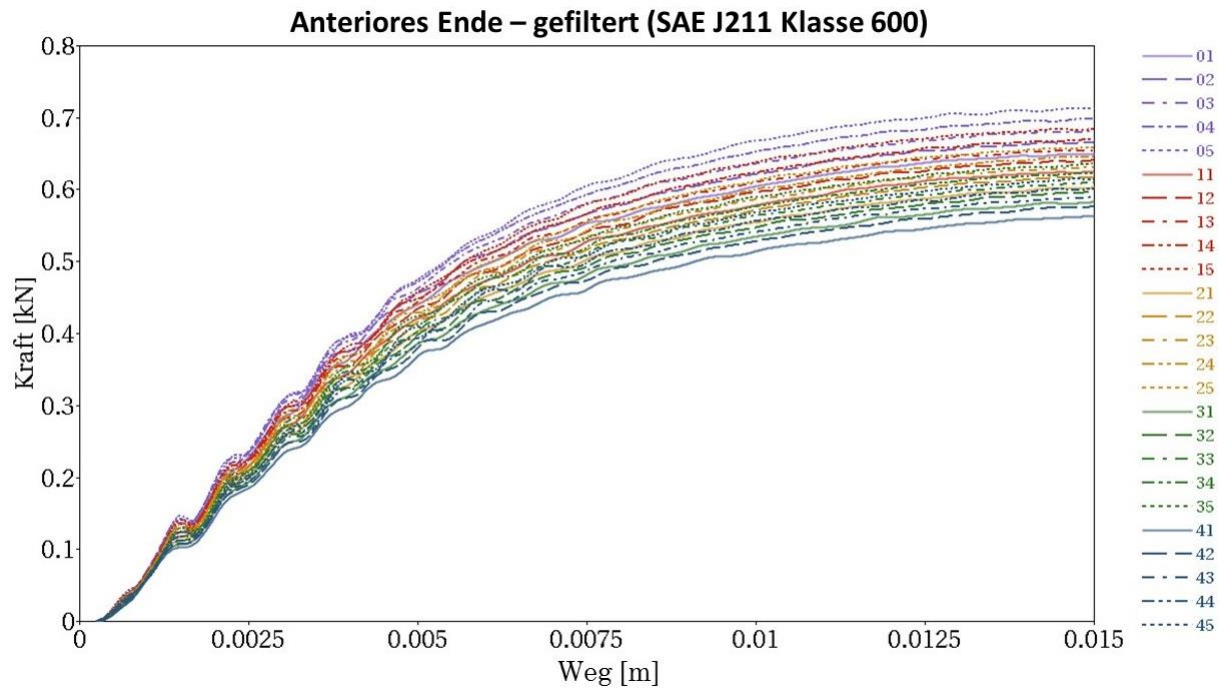


Abbildung 3.16 Kraft-Weg-Diagramm der Sensitivitätsstudie am anterioren Rippenende. Die y-Achse zeigt die resultierenden Reaktionskräfte, die für die verschiedenen Drehachsenpositionen gemessen wurden, die x-Achse den Weg des Impaktors in negativer z-Richtung. Die Drehachse wurde innerhalb der Studie von ihrer ursprünglich definierten Lage in x- und z-Richtung in Inkrementen von 2 mm um bis zu ± 4 mm verschoben. Die Kurven sind durch den Filter J211 Klasse 600 geglättet.

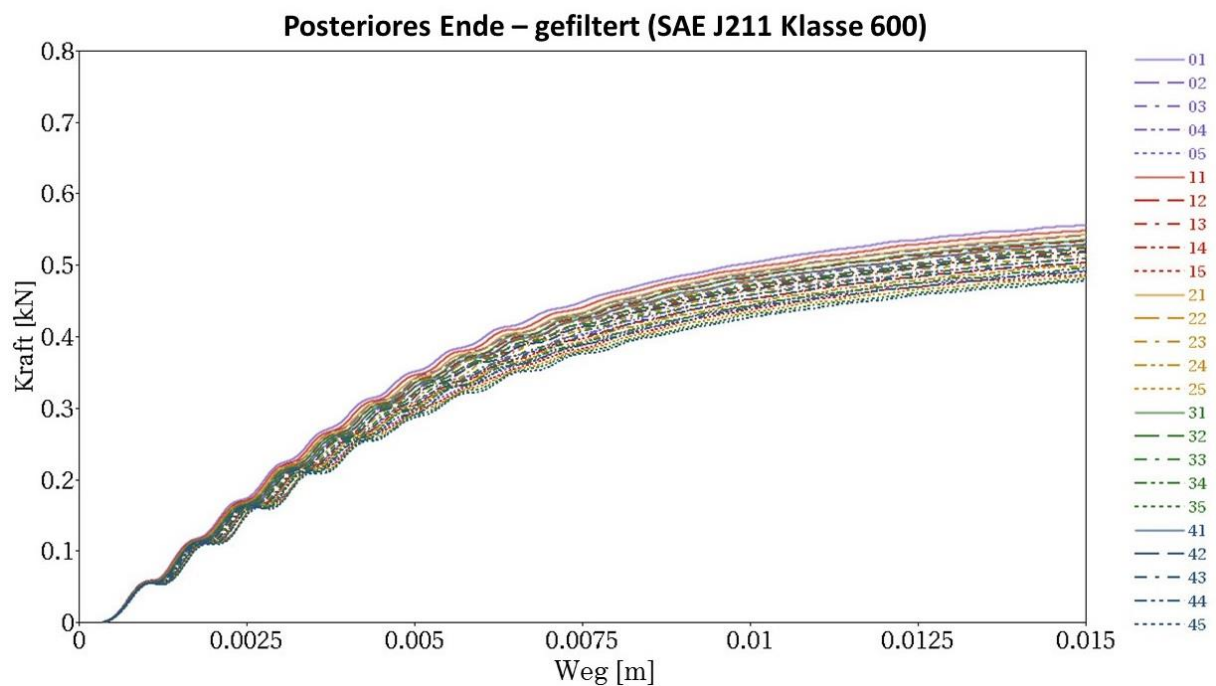


Abbildung 3.17 Kraft-Weg-Diagramm der Sensitivitätsstudie am posterioren Rippenende. Die y-Achse zeigt die resultierenden Reaktionskräfte, die für die verschiedenen Drehachsenpositionen gemessen wurden, die x-Achse den Weg des Impaktors in negativer z-Richtung. Die Drehachse wurde innerhalb der Studie von ihrer ursprünglich definierten Lage in x- und z-Richtung in Inkrementen von 2 mm um bis zu ± 4 mm verschoben. Die Kurven sind durch den Filter J211 Klasse 600 geglättet.

3.4 Diskussion

Das Verstehen der experimentellen Randbedingungen und Vorgaben sowie ihr Überführen in ein numerisches Modell stellen die ersten Schritte für eine fundierte Validierung von FE Menschmodellen dar. Im Rahmen dieses Kapitels sollte untersucht werden, mit welchen Herausforderungen die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten verbunden ist und welchen Einfluss diese auf Validierungsergebnisse haben können. Dazu werden im Folgenden zunächst die in [3.2.1](#) definierten Fragen der Modellbildungsstudie auf Basis ihrer Ergebnisse erörtert werden. Im Rahmen der Diskussion soll dabei besonders im Fokus stehen, ob Richtlinien zur numerischen Modellbildung formuliert werden können, mit denen die scheinbar subjektive Entscheidung für oder gegen eine Modellierungsvariante objektiver gestaltet werden kann, um einen möglichen Einfluss auf die Validierungsergebnisse zu minimieren. Es soll untersucht werden, bis zu welchem Grad die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten abstrahiert werden darf, oder sogar werden muss, um - auf der einen Seite - keine ergebnisrelevanten Details wegzulassen und um - auf der anderen Seite - durch Unsicherheiten in der Modellierung keinen negativen Einfluss auf die Ergebnisse zu nehmen. Daraufhin soll diskutiert werden, wie mit der Streuung bedingt durch experimentellen Unsicherheiten umgegangen werden muss, um trotz dieser glaubwürdige Validierungsergebnisse zu erhalten.

3.4.1 Modellbildungsbedingter Einfluss auf die Validierungsergebnisse

Um den Einfluss auf den Modellbildungsprozess aus numerischer Sicht zu untersuchen, wurden für die Methodik Fragen formuliert, die im Folgenden diskutiert werden sollen.

1. *Gibt es einen feststellbaren Einfluss durch scheinbar subjektive Entscheidungen des Modellierers auf den Modellbildungsprozess?*
2. *Ist ein Einfluss durch Modellierungsfreiheitsgrade auf die Simulationsergebnisse feststellbar?*
3. *Lässt sich die aufgrund der verschiedenen Modellierungsmöglichkeiten zu erwartende Streuung der Simulationsergebnisse quantifizieren?*
4. *Ist ein Zusammenhang zwischen der durch verschiedene Modellierungsvarianten entstandenen Streuung der Simulationsergebnisse und der Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden feststellbar und quantifizierbar?*

Die erste Frage ist klar zu bejahen. Innerhalb der Studie konnten vier verschiedene Modellierungsvarianten des gleichen verletzungsmechanischen Experiments identifiziert werden, welche alle die experimentellen Randbedingungen in ein korrektes numerisches Validierungsmodell umgesetzt haben. Allerdings lässt sich in Bezug auf die Maxime der FEM, das numerische Abbild eines Realversuchs/-objekts soweit zu abstrahieren, dass so viele Details wie nötig, aber so wenige wie möglich in einem korrekten Modell abgebildet werden sollen, diskutieren, ob es Kriterien gibt, nach denen eine Variante der anderen vorzuziehen ist, da durch die Abbildung von unnötigen Details Einfluss auf die Simulationsergebnisse genommen werden kann. Es sollte also festgestellt werden, ob und inwiefern die Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden Ergebnisse verändern können, was in der zweiten Frage formuliert wurde. Das Auswerten der verschiedenen Modellierungsvarianten nach den unter [3.2.1](#) erhobenen Kriterien zeigte, dass die Variante eins nicht nur das größte Validierungsmodell ist, sondern auch dass in dieser Variante die meisten experimentellen Details numerisch umgesetzt wurden und es damit die meisten Modellierungsfreiheitsgrade aufweist. Insgesamt wurden zwölf Modellierungsfreiheitsgrade gezählt, während für die anderen drei Varianten lediglich acht (Variante zwei), beziehungsweise fünf (Varianten drei und vier) festgestellt wurden. Gleichzeitig weichen gerade die Reaktionskräfte dieser komplexesten Variante von denen der drei anderen ab, was den Kraft-Weg-Diagrammen in Abbildung

3.14 und Abbildung 3.15 zu entnehmen ist. Dies suggeriert einen Zusammenhang zwischen der Anzahl der modellierten Freiheitsgrade und der Streuung der Simulationsergebnisse, welcher allerdings bei einer Stichprobenmenge von $n=4$ statistisch schwer fassbar und quantifizierbar ist. Die prozentuale Abweichung der Plateauphase von Variante eins verglichen mit den drei anderen Kurven ließ sich zwar ermitteln und fällt mit etwa 7,69% am anterioren Rippenende und etwa 5,26% am posterioren Ende relativ deutlich aus. Eine solche Abweichung der Validierungsergebnisse kann allerdings die spätere Auswertung der Ergebnisse mit einer gängigen objektiven Bewertungsmethode, wie der CORA Analyse, entscheidend beeinflussen und die Aussage über die Validität des Menschmodells verfälschen.

Folglich muss darüber nachgedacht werden, ob eine Abstraktion des realen Versuchsaufbaus bei der numerischen Umsetzung zwingend erforderlich ist, um zu verhindern, dass Unsicherheiten durch zu viele modellierte Parameter in das System eingetragen werden. In allen in Kapitel 2 dieser Arbeit vorgestellten Konzepten zur Validierung von computergestützten Modellen wird auf die grundlegende Bedeutung der Entscheidung für oder gegen das Modellieren von verschiedenen Komponenten des experimentellen Aufbaus für den Validierungsprozess hingewiesen [4], [22]–[25], [30]. Allerdings gibt es keine klaren Vorgaben, welche Art von Komponenten zu modellieren und welche zu abstrahieren ist, da die Beantwortung einer solchen Frage nur individuell für jede Modellbildung möglich sei. Während bei Anderson et al. und Cronin et al. empfohlen wird, eine sogenannte PIRT-Tabelle zu erstellen, anhand der entschieden werden soll, welche Modellkomponenten im numerischen Modell umgesetzt werden sollen, wird in der ASME bevorzugt, diese Entscheidung basierend auf dem mechanischen Grundverständnis des Modellierers und dessen Erfahrung zu treffen. Bei der Abbildung von ähnlichen verletzungsmechanischen Versuchen durch die FEM in der Literatur lässt sich ebenfalls keine klare Linie erkennen. Beispielsweise werden bei Li et al. [64] für die numerische Umsetzung eines Experiments, bei dem die isolierte Rippe in antero-posteriorer Richtung belastet wird, sämtliche Komponenten der Versuchseinrichtung modelliert und nicht abstrahiert. Bei Poulard et al. [65] wird das verletzungsmechanische Experiment von Kindig et al. [66], [67], bei dem ebenfalls isolierte Rippen unter antero-posteriorer Belastung untersucht wurden, auf ein Minimum reduziert und die Randbedingungen lediglich durch einen einzigen Freiheitsgrad an beiden Rippenende modelliert. Die Unterschiede beider Umsetzungsmöglichkeiten der gleichen experimentellen Randbedingungen sind in Abbildung 3.18 zu sehen.

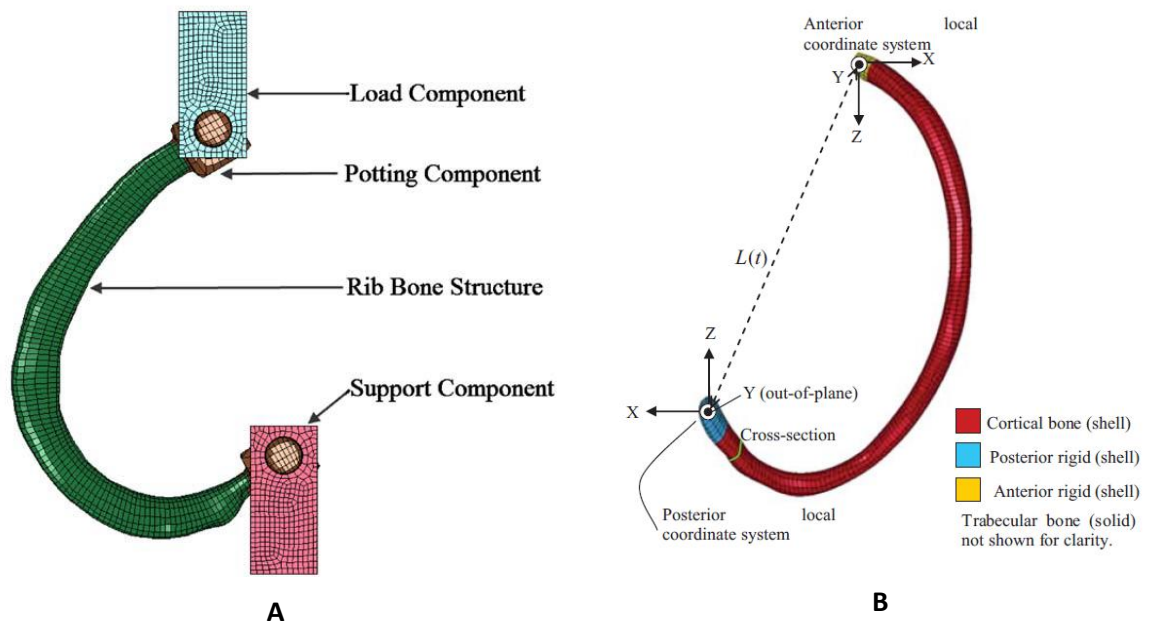


Abbildung 3.18 Vergleich des Abstraktionsgrades bei Li et al. (A – rechts) [64] und Poulard et al. (B – links) [68]

Um sich der Frage nach einer geeigneten Abstraktion der Modellbildung des Validierungslastfalls innerhalb dieser Arbeit anzunähern, sollen im Folgenden alle vier Varianten eingehend betrachtet und analysiert werden.

Während das Validierungsmodell der Variante eins das mit Abstand größte Modell mit den meisten Modellierungsfreiheitsgraden und dem höchsten Detaillierungsgrad ist, weisen Variante drei und vier dagegen die wenigsten Parameter auf, sind damit auf ein Minimum an Details reduziert und stellen bezüglich der geschätzten Zeit für die Erstellung der Validierungsumgebung und der Rechenzeit die Modelle dar, mit denen sich am schnellsten arbeiten lässt. Wie in Abbildung 3.19 zu erkennen ist, nimmt der Abstraktionsgrad von Variante eins bis vier zu, der Detaillierungsgrad nimmt ab. Die geringe Anzahl an modellierten Parameter lässt vermuten, dass die Modelle der Variante drei und vier auch die geringste Zahl an Fehlerquellen haben.

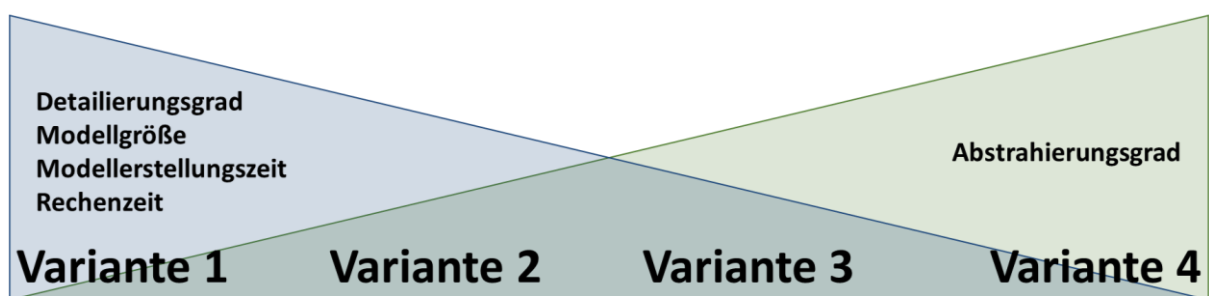


Abbildung 3.19 Vergleich aller Validierungsvarianten in Bezug auf deren Abstrahierung und die damit verbundenen Auswirkungen auf Modellerstellungs- und Rechenzeit

Um bewerten zu können, inwiefern und wann es sinnvoll oder sogar zwingend erforderlich ist, verletzungsmechanische Experimente bei der Modellbildung zu abstrahieren, müssen die Modellkomponenten, welche abstrahiert oder weggelassen werden könnten, eingehend untersucht werden. Für die Modellbildung des verletzungsmechanischen Experiments von Del Pozo et al. [58] wurden folgende für eine Abstraktion relevante Komponenten identifiziert: die Modellierung der Lager, Kraftmesszellen, Gelenke und Aluminiumtöpfe, sowie die Anbindung der Rippen an die Prüfeinrichtung und die Art und

Weise der Referenzdatenerhebung. Im Folgenden soll anhand einer PIRT-Tabelle geprüft werden, inwiefern diese Komponenten für eine Abstraktion in Frage kommen. Eine solche PIRT Tabelle ist exemplarisch in der Richtlinie der Gesellschaft ASME für die V&V von Modellen aus dem Bereich der Festkörpermechanik dargestellt [24] und in Abbildung 3.20 zu sehen. In dieser Tabelle wird jedes physikalische Phänomen („*phenomenon*“) bezüglich seiner Wichtigkeit für das Validierungsergebnis („*Importance to Response of Interest*“) und seiner Konfidenz im Modell („*Level of Confidence in Model*“) mit hoch, mittel oder gering („*high*“, „*medium*“ oder „*low*“) bewertet.

Phänomenon	Type of Phenomenon	Importance to Response of Interest	Level of Confidence in Model
A	Interface	High	Medium
B	Plasticity	Medium	High
C	Loads	Medium	Low
D	Fracture	Low	Low

Abbildung 3.20 Beispiel einer PIRT-Tabelle (entnommen aus [24])

Bei der Erstellung einer solchen Tabelle, in der die Modellkomponenten des verletzungsmechanischen Versuchs von Del Pozo et al. [58] klassifiziert werden, entspricht das physikalische Phänomen der Modellkomponente, die entweder einen hohen, mittleren oder geringen Einfluss auf die Validierungsparmeter hat und deren Niveau der Konfidenz im Modell mit demselben Klassifizierungsschema bewertet wird. Die für diesen Validierungslastfall erstellte PIRT Tabelle ist in Tabelle 3.5 zu sehen, welche im Folgenden genauer erläutert wird.

Tabelle 3.5 PIRT Tabelle für del Pozo et al. zur Klassifizierung der Modellkomponenten

Nr.	Parameter	Einfluss auf Validierungsergebnisse	Niveau der Konfidenz im Modell
1a	Modellierung der Lager und Kraftmesszellen (physisch)	gering	mittel
1b	Abstraktion der Lager und Kraftmesszelle	gering	hoch
2a	Modellierung der Gelenke (physisch)	hoch	gering
2b	Modellierung der Gelenke (kinematisch)	gering	hoch
2c	Modellierung der Gelenke (mittels Zwangsbedingungen)	gering	mittel
3a	Modellierung der Aluminiumtöpfe und Anbindung der Rippe (physisch)	mittel	gering
3b	Modellierung der Aluminiumtöpfe und Anbindung der Rippe (mittels Starrkörperdefinitionen)	gering	hoch
4a	Art der Referenzdatenerhebung (Schnittkraft in Kraftmesszelle)	mittel	hoch
4b	Art der Referenzdatenerhebung (Schnittkraft in Rippe)	mittel	gering
4c	Art der Referenzdatenerhebung (Reaktionskraft in Gelenk)	gering	hoch
4d	Art der Referenzdatenerhebung (Kontaktkraft in Gelenk)	hoch	gering

1. Modellierung der Lager und Kraftmesszellen

In Variante eins und zwei wurden die Geometrien der Lager und Kraftmesszellen diskretisiert, mit einem Materialmodell versehen und somit modelliert, während bei den anderen beiden Modellierungsvarianten von einer Überführung beider Modellkomponenten abgesehen wurde. In der Referenz von del Pozo et al. [58] lassen sich keine genauen Angaben zu den Dimensionen der Lager und Kraftmesszellen finden. Diese wurden folglich von den Modellierern geschätzt und bar jeglicher dokumentierten geometrischen Grundlage erstellt. Die Modellierer von Variante eins und zwei tragen folglich eine Unsicherheit ins System ein, welche allerdings als klein eingestuft werden kann, da die Geometrie der Lager und Kraftmesszellen auf die in den Zellen gemessenen Kräften keinen Einfluss hat. Einen größeren Einfluss hätte diese, wenn in den Zellen auch Momente gemessen würden. Nach Erstellung der Geometrie musste für Variante eins und zwei diese diskretisiert werden, also in ein FE Netz überführt werden. Während in Variante zwei eine relativ große Elementgröße gewählt wurde, ist die Geometrie in Variante eins äußerst fein vernetzt. Um evaluieren zu können, welche Elementgröße nötig ist, um keinen Einfluss auf die Ergebnisse zu nehmen, müsste die Elementwahl verifiziert und dafür eine Konvergenzanalyse durchgeführt werden. Im Rahmen dieser Analyse müsste die Geometrie mit verschiedenen Elementgrößen vernetzt werden, um festzustellen, ab wann sich ein Einfluss auf die Ergebnisse

einstellt. Auch hier ist zu bemerken, dass der Einfluss der Elementgröße auf die Validierungsergebnisse eher als gering einzuschätzen ist.

Tabelle 3.5 ist zu entnehmen, dass mit der Modellierung der Lager und Kraftmesszellen (Nr. 1a) zwar ein geringer Einfluss auf die Validierungsergebnisse zu erwarten ist, die Modellierung selbst aber nur mit einer mittleren Konfidenz bewertet wird, was mit den fehlenden Angaben der Geometrie und der fehlenden Konvergenzanalyse zu begründen ist. Ebenfalls wird die Modellierungsalternative, nämlich die Abstraktion der Lager und Kraftmesszellen (Nr. 1b), mit einem geringen Einfluss auf die Validierungsergebnisse bewertet, allerdings werden hier keine Unsicherheiten ins System eingetragen, weshalb die Konfidenz für diese Alternative höher eingestuft wurde.

2. Modellierung der Gelenke

Lediglich in der Validierungsumgebung der Variante eins sind die Gelenke physisch modelliert. Dazu ist neben der Diskretisierung der Gelenkteile und der Definition eines geeigneten Materialmodells die Definition eines Kontakts zwischen Lager und Gelenkstift notwendig. Es erwies sich als äußerst große Herausforderung den Kontakt so einzustellen, dass das Gelenk lediglich die vorhergesehene Rotationsbewegung um die vorgeschriebene Achse beschreibt, ohne sich dabei in der Horizontal- oder Vertikalebene zu bewegen. Verschiedene Parameterstudien, für die die Kontaktdefinitionen der Modellierungsvariante eins variiert wurden, bewiesen, dass dieser Kontakt einen beträchtlichen Einfluss auf die Ergebnisse aufweist. Die Abweichung der Reaktionskräfte von Variante eins von denen der anderen Validierungsmodelle an beiden Rippenenden könnte dadurch bedingt sein, dass diese große Herausforderung der adäquaten Kontaktdefinition nicht zufriedenstellend gelöst wurde. In den Validierungsumgebungen von Variante zwei und drei wurden die Gelenke kinematisch definiert. In Variante vier wurden sie dagegen durch Zwangsbedingungen bestimmt, die für alle Knoten der Starrkörper an den Rippenenden definiert wurden und lediglich einen einzigen Freiheitsgrad, der Rotation um die y-Achse, zulassen. Variante vier sieht zunächst wie eine sehr einfache und aber dennoch gut geeignete Lösung aus, weist aber dennoch Unsicherheitsquellen auf. Für eine genaue Bestimmung der Rotationsachsen an den Rippenenden ist die Berechnung der Trägheitstensoren der starr gesetzten Rippenenden nötig, was bei der unregelmäßigen Form dieser nur näherungsweise unter der Annahme, dass die Rippenenden die Form eines Zylinders haben, erfolgen kann.

Der PIRT-Tabelle (vgl. Tabelle 3.5) ist zu entnehmen, dass bei der Diskretisierung der Geometrie der Gelenke (Nr. 2a) aufgrund der Unsicherheiten infolge der nötigen Kontaktdefinition der Einfluss auf die Validierungsergebnisse als hoch einzuschätzen ist, das Niveau an Konfidenz dabei lediglich als gering bewertet werden kann. Eine kinematische Modellierung der Gelenke (Nr. 2b) hat einen niedrigen Einfluss auf die Validierungsergebnisse und ein hohes Niveau an Konfidenz. Für die Modellierung mittels Zwangsbedingungen (Nr. 2c) ist dieses lediglich mit mittel zu bewerten, da hier eine Unsicherheit durch die Berechnung der Trägheitstensoren und somit durch die Bestimmung der Rotationsachsen ins System eingetragen werden könnte.

3. Modellierung der Aluminiumtöpfe und Anbindung der Rippe an Prüfeinrichtung

Die Modellierung der Aluminiumtöpfe und somit auch die Anbindung der Rippe an die Prüfeinrichtung wurden in allen vier Varianten abstrahiert und durch die Definition von Starrkörpern erreicht. Die Modellierungsalternative, die Diskretisierung der Geometrie der Töpfe, würde gleiche Unsicherheiten wie bei der Modellierung der Lager, Kraftmesszellen und Gelenke nach sich ziehen. Die Bewertung ist in

Tabelle 3.5 für Nr. 3a und 3b zu sehen. Anders als für 1a (gering) und 2a (hoch) wurde der Einfluss auf die Validierungsergebnisse mit mittel eingestuft.

4. Referenzdatenerhebung

Während in der Validierungsumgebung der Varianten eins und zwei die Reaktionskräfte an den Rippenenden als Schnittkräfte in den Kraftmesszellen erhoben wurden, wurden sie in Variante drei direkt im kinematischen Gelenk ausgelesen, in Variante vier mittels Schnittkräften am anterioren und posterioren Ende der Rippe selbst. Die letztgenannte Art könnte sich dann als problematisch erweisen, wenn die Rippe genau an der Stelle der definierten Schnittkraft frakturiert und damit erheblich Einfluss auf den Verlauf der Kraftkurve genommen wird. Das ist allerdings nur für solche FE Menschmodelle von Relevanz, bei denen die Fraktur durch das Löschen von Elementen aus der Berechnung simuliert wird, was für THUMSTM Version 4.01 nicht der Fall ist. Bei der Modellierung der Gelenke mittels Zwangsbedingungen der Rippenenden ist für die Erhebung der Validierungsparameter allerdings keine andere Alternative als dem Auslesen der Kraft durch Schnittkräfte in der Rippe selbst möglich, da der FE Solver LS-DYNA keine Alternative für die Bestimmung der Kräfte bietet. Um folglich eine solver- und modellunabhängige Modellierung zu erreichen, ist es unbedingt zu empfehlen, von einer Krafterfassung innerhalb der Rippe abzusehen, was die Definition eines kinematischen Gelenks nötig macht. Bei den Reaktionskräften, welche als Schnittkräfte in den Kraftmesszellen unterhalb der Lager ausgelesen wurden (Varianten eins und zwei) fällt auf, dass diese beträchtlich oszillieren, während die Reaktionskräfte aus Variante drei und vier kaum numerische Schwingungen aufweisen. Alternativ könnten die Reaktionskräfte in Variante eins als Kontaktkräfte in den Gelenken ausgelesen werden. Allerdings ist dann die Erhebung der Validierungsparameter von einer adäquaten Definition des Kontakts abhängig, was sich, wie weiter oben bereits diskutiert, als problematisch erwiesen hat. Die resultierende Bewertung der Modellierungsalternativen ist dem folgend in Tabelle 3.5 für Nr. 4a bis 4d zu sehen.

Zusammenfassend lässt sich folgende Aussage zur Notwendigkeit der Abstrahierung der Modellbildung treffen. Die Erstellung einer PIRT Tabelle im Modellbildungsprozess bietet die Möglichkeit, subjektive Entscheidungen des Modellierers für oder gegen die numerische Umsetzung von Komponenten des experimentellen Aufbaus und für oder gegen unterschiedliche Modellierungsvarianten durch Systematisierung einzuschränken. Der Modellierer ist dabei gezwungen, alle Parameter getrennt voneinander zu analysieren und dabei zu differenzieren, welchen Einfluss der Parameter auf die Validierungsergebnisse bei gleichzeitiger Konfidenz im Modell hat. Eine vollständig erstellte Tabelle bietet also einen guten Überblick darüber, an welchen Stellen eine Abstrahierung der Modellbildung durchaus sinnvoll wäre. Allerdings bleibt auch eine Klassifizierung der Modellbildung gemäß einer PIRT Tabelle subjektiv und von der Expertise eines einzelnen abhängig. Die PIRT Tabelle wird in der Regel vor der eigentlichen Modellbildung erstellt, da sich der Modellierer auf Basis dieser für oder gegen die verschiedenen Modellierungsvarianten entscheiden soll. Er konnte also nicht durch das Simulieren der verschiedenen Validierungsvarianten Erfahrungen mit diesen sammeln und Erkenntnisse gewinnen, wie es im Rahmen dieser Studie geschehen ist. Eine Klassifizierung gemäß der PIRT Tabelle erfolgt also auf Basis der Erfahrungen des Modellierers aus früheren Arbeiten, was die Subjektivität des Verfahrens weiter unterstreicht. Sinnvoll könnten solche PIRT Tabellen dann angewendet werden, wenn mehrere Modellierer eine solche Tabelle zum gleichen Validierungslastfall erstellen und die Ergebnisse zu einer gemeinsamen Tabelle zusammengefasst werden. Damit könnte ein Schritt in Richtung Objektivierung der Modellbildung getan werden.

Betrachtet man die Ergebnisse aus der PIRT Tabelle vor dem Hintergrund der Streuung der Validierungsergebnisse, besonders der Abweichung der Reaktionskräfte von Variante eins, ist ein Zusammenhang zu erkennen. In dieser Variante sind die Lager, Kraftmesszellen und die Gelenke modelliert, was laut der Tabelle mit einem hohen Einfluss auf die Validierungsergebnisse bei einer geringen Konfidenz im Modell (in Bezug auf die Gelenke) einhergeht. Bei dieser Modellierungsvariante wird also durchaus mit einer Unsicherheit gerechnet. Gleichzeitig weichen die Reaktionskräfte von denen der anderen Varianten ab. Ein Zusammenhang hier ist nicht belegbar, der Modellierer kann das aber als Indiz für die Notwendigkeit der Abstrahierung ansehen, um keine unnötigen Unsicherheiten ins System einzutragen

Um in Zukunft die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten zu objektivieren, ist eine bessere Verzahnung von Experimenten und Simulation notwendig, wie sie in Kapitel 2 dieser Arbeit und bei Anderson et al. [22], [23] für die direkte Validierung beschrieben ist. Dabei könnte eine Basis geschaffen werden, um das numerische Modell der Validierungsumgebung zu verifizieren. Der Einfluss von numerischen Unsicherheiten auf die Validierung, die während des Modellbildungsprozesses entstehen, würde dadurch minimiert werden. Die Grundlage einer solchen Verifizierung wäre wie folgt zu schaffen. Für jedes zukünftige verletzungsmechanische Experiment sind mit der Prüfeinrichtung Vorversuche durchzuführen, bei denen noch kein Humanmaterial getestet wird. Vielmehr ist der gleiche experimentelle Ablauf mit einem Testobjekt einer klar definierten Geometrie und eines einfachen, leicht in ein mathematisches Modell überführbaren Materialverhaltens (beispielsweise einer Dummy-Rippe, eines Aluminium- oder Stahlzylinders) durchzuführen. Als Verifizierungsparameter können in den Vorversuchen die gleichen Referenzgrößen wie die späteren Validierungsparameter in den Versuchen mit dem Humanmaterial erhoben werden. Die Dokumentation des verletzungsmechanischen Experiments hat dann zusätzlich eine genaue Beschreibung der Vorversuche hinsichtlich der folgenden Angaben zu enthalten:

- Geometrie des Verifizierungsobjekts
In der Dokumentation muss die Geometrie des Verifizierungstestobjekts für die Diskretisierung dieser ausreichend gut beschrieben sein. Bei einfachen Geometrien kann diese in Textform oder als Abbildung vorliegen. Besser wäre die Bereitstellung der bereits segmentierten oder diskretisierten Geometrie.
- Material des Verifizierungsobjekts
Für das Überführen des Materials des Verifizierungsobjekts in ein mathematisches Modell ist es nötig, dass alle für das Material spezifischen Parameter in der Dokumentation enthalten sind und das Materialverhalten beschrieben wird.
- Spezifische Angaben zum Verifizierungsobjekt
Alle Angaben zu den experimentellen Randbedingungen sollten in der Dokumentation der eigentlichen verletzungsmechanischen Experimente gegeben sein. Allerdings können sich kleine Unterschiede im experimentellen Aufbau ergeben, welche dokumentiert werden müssen. Idealerweise sollten sich allerdings keine Anfangs-, Rand- und Zwangsbedingungen zwischen Vor- und Hauptversuchen unterscheiden.
- Verifizierungsparameter
Für den Fall, dass die Verifizierungsparameter mit den Validierungsparametern übereinstimmen, müssen lediglich die Messergebnisse als Rohdaten in Form von Kraft-Weg-, Kraft-Zeit-Kurven oder ähnlichem dokumentiert werden.

Auf dieser Basis ließe sich das Verifizierungstestobjekt in die numerische Validierungsumgebung integrieren und würde damit das Verifizierungsmodell bilden. Nachdem das Modell berechnet wurde, können dann die Verifizierungsparameter aus den Vorversuchen mit denen aus der Simulation verglichen und bei einer Übereinstimmung die Validierungsumgebung verifiziert werden. Ein solches Verfahren hätte den Vorteil, dass bei einer genauen Kenntnis des Verifizierungsobjekts lediglich die Vorhersagefähigkeit der numerischen Prüfeinrichtung selbst überprüft wird, das eigentliche Validierungsobjekt aber keinen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Ein exemplarischer Prozess zur Verifizierung der Validierungsumgebung ist in Abbildung 3.21 zu sehen.

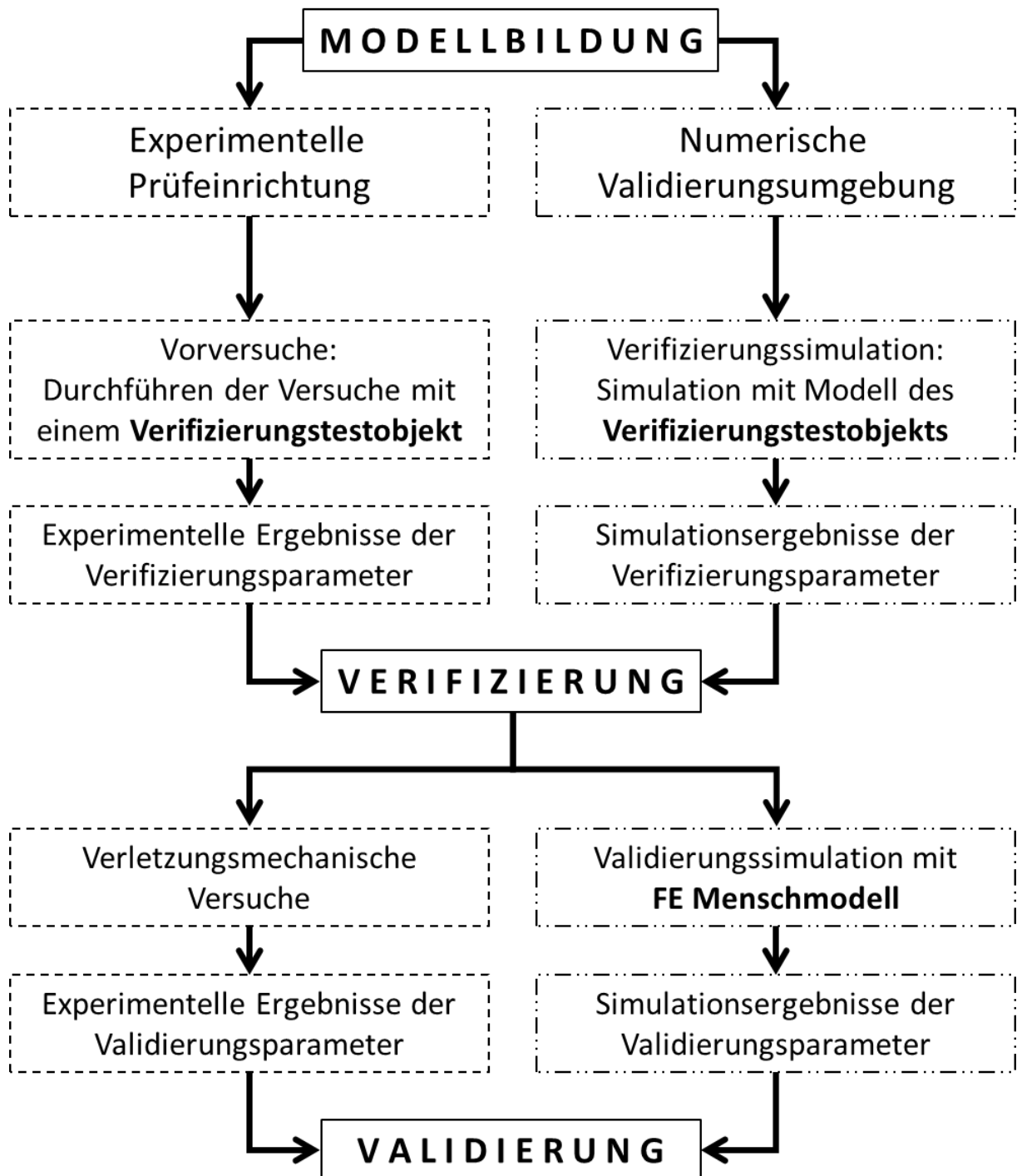


Abbildung 3.21 Exemplarischer Prozess der Verifizierung der numerischen Validierungsumgebung mit anschließender Validierung des FE Menschmodells

Vergleicht man die aufgrund der verschiedenen numerischen Randbedingungen verursachte Größe der Streuung im Rahmen dieser Studie mit der in Kapitel 2 vorgestellten Variation der numerisch bestimmten Steifigkeit des Femurkopfes bei Rossman et al. [57] von 280%, so fällt die letztgenannte wesentlich höher aus. In dieser Studie wurde der zugrundeliegende Realversuch auf sechs unterschiedliche Arten mit der FE Methode modelliert. Dabei wurde vor allem die Art und Weise des Lasteintrags variiert, sowie die Einspannung des Trochanter Majors in der Versuchseinrichtung. Abbildung 3.22 zeigt die verschiedenen gewählten Rand- und Zwangsbedingungen innerhalb der Studie.

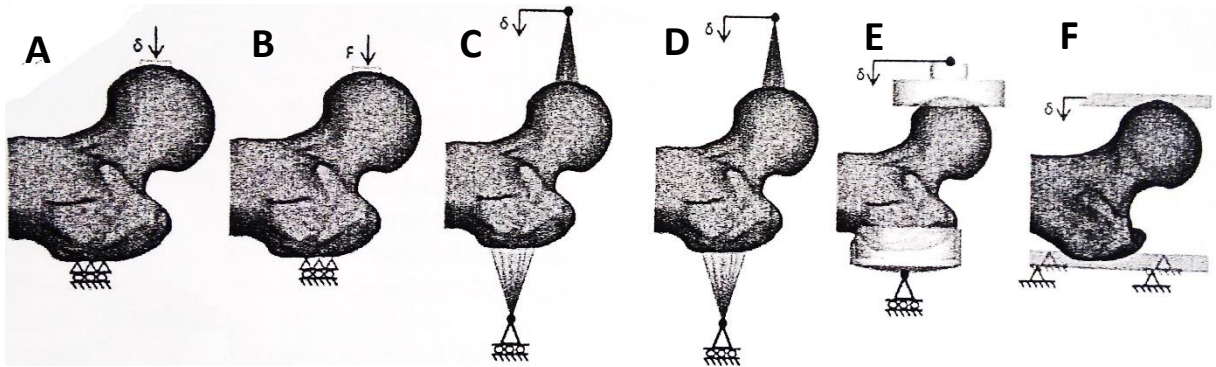


Abbildung 3.22 Wahl der numerischen Randbedingungen bei Rossman et al. [57]

Die Randbedingungen am Femurkopf wurden wie folgt gewählt. Der Lasteintrag erfolgt bei allen Varianten mit Ausnahme von B verschiebungsgesteuert (δ). Bei Variante B wird der Femurkopf durch die Definition einer Kraft (F) belastet. Während bei A und B die Last direkt über ausgewählte Knoten am Femurkopf eingetragen wird, wird sie in Variante C und D für einen Pilotknoten, der mit den gleichen Knoten wie bei A und B verbunden ist, definiert. C und D unterscheiden sich wiederum in der Art der Anbindung der Knoten am Femurkopf mit dem Pilotknoten. Für E und F wurde ein Kontakt zwischen dem Testobjekt und der Oberfläche der modellierten Prüfeinrichtung definiert. Während bei Variante E die belastende Struktur eine starre konkave Oberfläche darstellt, ist diese in Variante F starr und flach modelliert. Die Zwangsbedingungen am Trochanter Major wurden auf dieselbe Art und Weise modelliert, wie die Randbedingungen am Femurkopf. Lediglich bei Variante E ist die Oberfläche nicht wie am Femurkopf konkav geformt, sondern passt sich der Geometrie des Knochens an. Rossman et al. [57] schätzen alle Modellierungsvarianten als mögliche und angemessene Randbedingungen ein. Allerdings wird gleichzeitig in der Diskussion aufgeführt, dass bei Variante A und B die Zwangsbedingungen am Trochanter Major nicht korrekt umgesetzt wurden und zusätzlich zur Translation in z-Richtung, der Belastungsrichtung, fälschlicherweise auch alle Rotationsfreiheitsgrade festgesetzt wurden. Im Realversuch war der Trochanter Major mittels Polymethylmethacrylat in einer Halbkugel eingebettet, welche auf einer fixen Oberfläche rollen konnte (vgl. Abbildung 3.23). Die durch diese beiden Modellierungsvarianten ermittelten Steifigkeiten dürften folglich nicht in die Bewertung dieser Studie mitaufgenommen werden, womit die Variation in der Steifigkeit deutlich kleiner als 280% ausfallen würde.

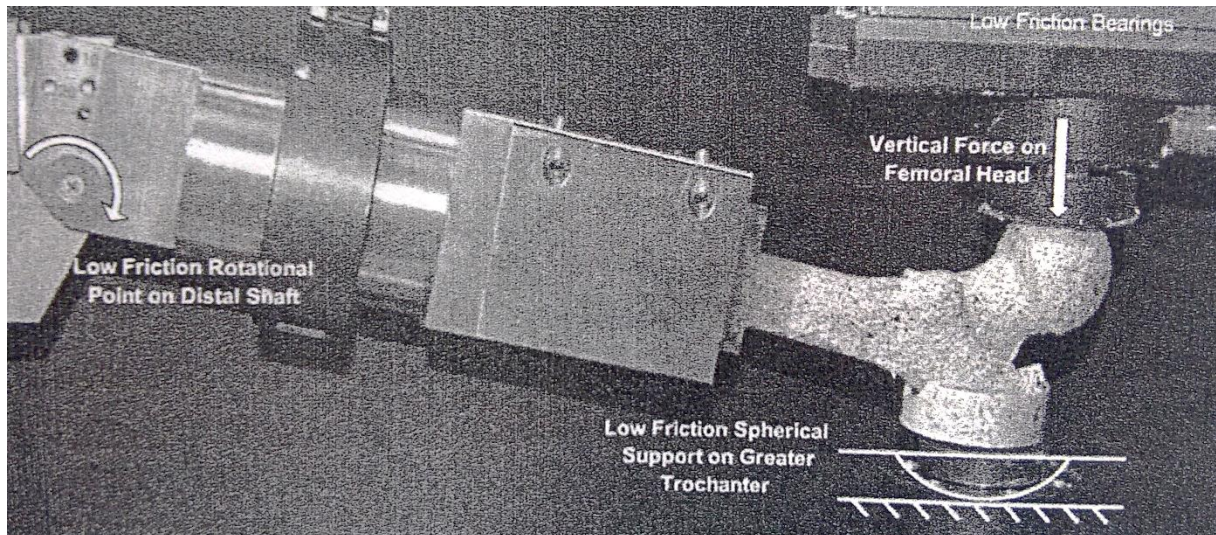


Abbildung 3.23 experimentelle Randbedingungen bei Rossman et al. [57]

Ebenfalls wird in der Diskussion angemerkt, dass das im Realversuch verwendete Polymethylmethacrylat im numerischen Modell nicht abgebildet wird, sondern durch einen Starrkörperdefinition angenähert wird. Alle Versuche, diese Komponenten der Prüfeinrichtung durch ein deformierbares Material zu modellieren, scheiterten daran, dass sich kein statisches Gleichgewicht in einer angemessenen Rechenzeit eingestellt hat. Folglich entstehen daraus für Variante E und F Unsicherheiten, welche einer weiteren Untersuchung bedürfen würden. In Bezug auf die Vergleichbarkeit der Studie von Rossman et al. [57] mit der im Rahmen dieser Doktorarbeit erhobenen Modellbildungsstudie lässt sich Folgendes festhalten. Die Studie von Rossman et al. stammt aus dem Bereich der orthopädischen Biomechanik und setzt quasi-statische Versuche unterhalb der Verletzungsgrenze numerisch um. In dieser Arbeit wurde die Modellbildung von verletzungsmechanischen dynamischen Experimenten untersucht. Auch bezüglich der Qualität der Ergebnisse gibt es Unterschiede. Während in die Auswertung dieser Studie nur korrekt umgesetzte Randbedingungen miteingehen, verfälschen die inkorrekt modellierten Randbedingungen von Variante A und B die Ergebnisse von Rossman et al.

3.4.2 Experimenteller Einfluss auf die Validierungsergebnisse

Bei der numerischen Umsetzung von verletzungsmechanischen Experimenten ist die Analyse von möglichen systemimmanenten Unsicherheiten, die durch den experimentellen Aufbau oder Ablauf bedingt sind, von höchster Bedeutung. Bei der Analyse der Referenzdokumentation von del Pozo et al. [58] konnte die Lage der Rotationsachsen an den Rippenenden als eine solche Unsicherheit festgestellt werden. Zum einen war die Lage der Rotationsachse relativ zu den Rippenenden ungenügend genau durch die Oberflächengeometrien aus Abbildung 3.5 beschrieben. Zum anderen legte diese Abbildung nahe, dass bei den verschiedenen Testobjekten die exakte Lage der Rotationsachsen relativ zu den Rippenenden gewissen Schwankungen unterlag. Eine genaue Definition dieser Achse ist sowohl durch die anthropometrische Diversität jeder Rippe, als auch durch das Fehlen einer reproduzierbaren Technik eingeschränkt, nach der die Rippenenden auf exakt gleiche Art und Weise in die Aluminiumtöpfe eingebettet werden können. Eine Analyse der experimentell bedingten Unsicherheiten mittels einer Sensitivitätsstudie war folglich zwingend erforderlich, um den Einfluss der Lage der Rotationsachsen auf die Validierungsergebnisse quantifizieren zu können. Bei der Durchführung von Sensitivitätsstudien ist es wichtig, dass der zu untersuchende Parameter nicht wahllos variiert wird, sondern auf Basis der verbleibenden Angaben in der Referenz oder anderer Publikationen definiert wird. Der im Rahmen dieser Sensitivitätsanalyse gewählte Spielraum für die Lage der Rotationsachse ist ähnlich zu den von

der University of Virginia gemachten Angaben. Die Lage der Rotationsachsen relativ zu den Rippenenden, wie sie von der University of Virginia, also der Institution, die die verletzungsmechanischen Versuche durchgeführt hat, in [69] beschrieben wurde, ist in Abbildung 3.24 zu sehen.

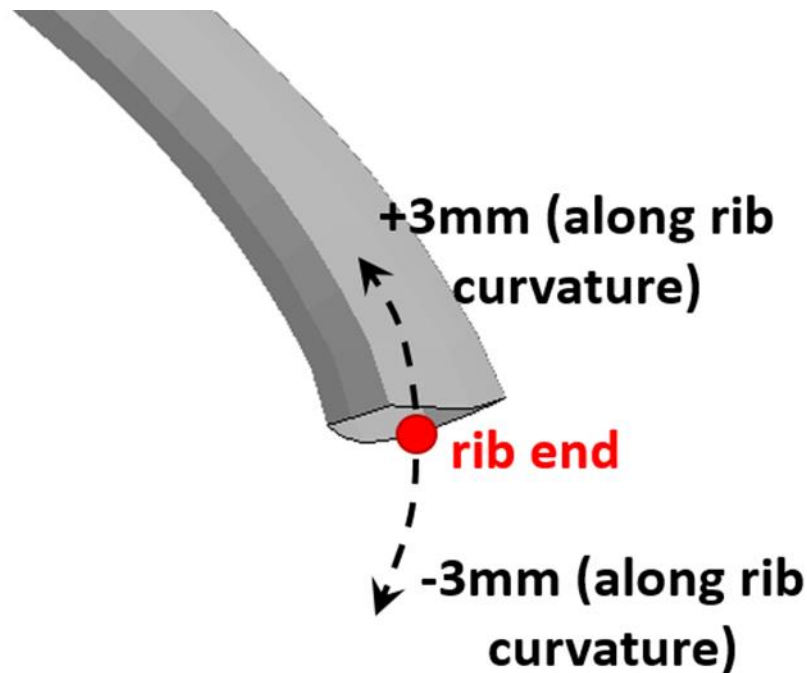


Abbildung 3.24 Lage der Rotationsachsen relativ zu den Rippenenden, wie sie von der University of Virginia, also der Institution, die die verletzungsmechanischen Versuche durchgeführt hat, in [69] beschrieben wurde.

Die Achsen liegen parallel zur globalen y-Achse, in anterior-posteriorer Richtung in etwa in der Mitte der Rippenenden und entlang der Rippenkrümmung ± 3 mm von der Mitte der Rippenenden entfernt. Demnach ist die Lage der Achsen bezüglich der y-Achse eindeutig beschrieben, bezüglich der x- und z-Achse bleibt ein beträchtlicher Spielraum. Die „Mitte der Rippenenden“ lässt sich aufgrund der unregelmäßigen menschlichen Geometrien nur annäherungsweise schätzen. Mit der Angabe von „entlang der Rippenkrümmung ± 3 mm von der Mitte der Rippenenden entfernt“ ist eine Größenordnung für den Bereich der Lage der Rotationsachsen gegeben. In der im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Sensitivitätsstudie liegen die Achsen ebenfalls parallel zur globalen y-Achse und wurden in globaler x- und z-Richtung ausgehend von der geschätzten Mitte der Rippenenden jeweils um bis zu ± 4 mm in Inkrementen von 2 mm verschoben (vgl. Abbildung 3.9 und Tabelle 3.1).

Die Ergebnisse der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Sensitivitätsstudie stellen jeweils eine Kurvenschar der Reaktionskraft am anterioren und am posterioren Rippenende dar (vgl. Abbildung 3.16 und Abbildung 3.17). Die einzelnen Kurven unterliegen quantitativ betrachtet einer beträchtlichen Streuung, qualitativ gesehen aber weisen sie vergleichbare Formen und Charakteristika auf. Mit dem Verschieben der Drehachse an beiden Rippenenden ändert sich sowohl die Steigung während der ersten Kurvenphase, als auch verschiebt sich das sich einstellende Plateau nach oben oder unten. Die Form und sonstige Charakteristika sind innerhalb einer Kurvenschar aber konsistent. Die beiden Kurvenscharen am anterioren und posterioren Rippenende geben also einen Bereich für die numerisch ermittelten Reaktionskräfte an, in dem aufgrund der experimentellen Unsicherheit die Kräfte in der Realität liegen können. Bei der späteren Validierung, also beim Vergleich der experimentellen und numerischen Kurve, müssen die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit folglich entsprechend gesenkt werden.

3.4.3 Weitere Erkenntnisse zur Modellbildung

Sowohl das Analysieren der vorhandenen Modellierungsvarianten innerhalb dieser Studie als auch die eigene Arbeit an den verschiedenen Validierungsumgebungen mit THUMS™ Version 4.01 haben neben den in den vorhergehenden Abschnitten dieser Diskussion erörterten Fragestellungen weitere wichtige Faktoren offenbart, die eine große Rolle für die Objektivierung von Modellansätzen spielen.

Als unerlässlich und von großer Bedeutung hat sich eine genaue Auswertung der Referenz herausgestellt, nicht nur in Bezug auf Anfangs-, Rand- und Zwangsbedingungen, den Angaben zur Aufbereitung der Testobjekte und eine adäquate Wahl von geeigneten Validierungsparametern, sondern besonders auch in Bezug auf eine sinnvolle Auswahl einer passenden Versuchskonfiguration. Dabei sollte jede Konfiguration auf deren biomechanische Relevanz, der Abbildbarkeit in einem numerischen Modell und mögliche Probleme für die numerische Modellbildung geprüft werden. In der Studie von Del Pozo et al. [58] stellen die verschiedenen Rippenniveaus die unterschiedlichen Versuchskonfigurationen dar, Anfangs-, Rand- oder Zwangsbedingungen wurden dabei nicht verändert. In den innerhalb dieses Kapitels untersuchten Validierungsmodellen aus verschiedenen Projekten wurden mit den Rippenniveaus fünf und sechs zwei ausgewählte Versuchskonfigurationen identifiziert. Für das Nachziehen der Validierungsansätze mit THUMS™ Version 4.01 wurde bewusst die fünfte Rippe gewählt, da für dieses Rippenniveau die Validierungsparameter komplett sind und alle drei getesteten Rippen das in 3.1 dargestellte charakteristische dreiphasige Verhalten gezeigt haben. Rippen vier und sieben wurden ausgeschlossen, da hier Frakturen schon während der ersten (Kraft steigt), bzw. der zweiten Phase (Kraft fällt) auftritt und sie sich deshalb weniger zu einer detaillierten Untersuchung eignen. Rippe sechs wurde ebenfalls nicht in Erwägung gezogen, da es für dieses Rippenniveau lediglich zwei Referenzkurven gibt. Die fünfte Rippe wurde der dritten vorgezogen, da diese nach Maltese et al. [70] öfters in Seitenunfällen frakturiert als die dritte Rippe, was einer höheren biomechanischen Relevanz entspricht.

Die experimentellen Randbedingungen waren für alle durchgeführten Versuche gleich. Hier lässt sich diskutieren, ob eine Belastung der Rippe an ihrem lateralsten Punkt hinsichtlich der numerischen Umsetzung sinnvoll gewählt ist. Wird eine konvexe Struktur an ihrem Vertexpunkt durch einen Impaktor belastet, kann ihre Bewegung je nach vorhandener Reibung entlang der Längsachse der Rippe entweder in die eine oder in die andere Richtung gezwungen werden oder aber, wenn der Reibwert zwischen Struktur und Impaktor hoch genug ist, sich m-förmig verformen. Eine Variation der Koeffizienten des Haft- und Gleitreibungswerts innerhalb dieser Studie hat gezeigt, dass sich je nach deren Höhe das biomechanische Verhalten der Rippe signifikant unterscheidet. Wurde der Reibwert in der Simulation kleiner als 0,5 eingestellt, wurde die Rippe unter der Belastung durch den Impaktor in negative x-Richtung gezwungen und die Reaktionskräfte an beiden Rippenenden zeigten in der Simulation ein den experimentellen Kräften ähnliches dreiphasiges Verhalten. Durch Gleiten der Rippe entlang des Impaktors fiel die Reaktionskraft nach Erreichen eines Maximums wieder ab, was auch für die experimentellen Kurven charakteristisch ist. Ab einem Reibwert von mindestens 0,5 hat die Reibung zwischen Impaktor und Rippe bewirkt, dass die Rippe durch den Impaktor nicht in eine Richtung gezwungen wurde, sondern mit zunehmender Belastung eine M-Form beschrieb. Die Reaktionskräfte fielen hier nicht nach Erreichen eines Maximalwerts wieder ab, sondern stellten sich auf einem Plateau ein. Aus der Referenzdokumentation von Del Pozo et al. [58] ging nicht klar hervor, wie sich die Rippe unter der Belastung durch den Impaktor verhält. Erst durch das Bereitstellen von Videoaufnahmen der Realversuche konnte geklärt werden, dass die Rippen in den Versuchen nicht entlang des Impaktors rutschten und der Reibwert folglich in der Simulation so eingestellt werden sollte, dass der Impaktor scheinbar an der

Rippe haftet. Die scheinbar „besseren“ Validierungsergebnisse, die durch den fälschlich eingestellten Reibwert von kleiner 0,5 erreicht wurden, können folglich den falschen Eindruck einer valideren Reaktionskraft verursachen. Bei der Wahl von geeigneten experimentellen Randbedingungen, bzw. bei der Auswahl von Referenzexperimenten für die Validierung von FE Menschmodellen, ist also unbedingt darauf zu achten, dass mögliche sogenannte Bifurkationen zu vermeiden sind. Durch das Belasten der Rippe am lateralsten Punkt sind drei verschiedene Verhaltensmuster der Rippe möglich, das Entgleiten der Rippe zur einen oder anderen Seite oder das Beschreiben einer M-Form. Ein nur sehr kleiner Unterschied in der Modellbildung, nämlich das Einstellen des Reibwerts zwischen Impaktor und Rippe entscheidet dann über das globale Verhalten der Rippe. Solche Szenarien sollten bei der Auswahl von Experimenten für die Validierung von FE Menschmodellen vermieden werden.

Des Weiteren ist es zwingend erforderlich, alle in den Experimenten erhobenen Messgrößen zu identifizieren und als Validierungsparameter in Erwägung zu ziehen. Auf Basis des beabsichtigten Verwendungszwecks des zu validierenden Modells und der beabsichtigten Abbildungsgenauigkeit sollte entschieden werden, welche Parameter für die Validierung des Modells geeignet sind und in Frage kommen. In den untersuchten Validierungsvarianten wurden lediglich die Reaktionskräfte am anterioren und posterioren Ende der Rippen als Validierungsparameter ausgewählt.

Allerdings ist für eine umfassende Auswertung der Simulationsergebnisse nicht nur eine Analyse der auftretenden Kräfte von Bedeutung, sondern bei jeder Validierung sollte zunächst die Kinematik des Lastfalls ausgewertet werden, da diese oft Fehler im System offenbart. Wie im vorangegangenen Abschnitt beschrieben, zeigte die Simulation, in der die Rippe unter dem Impaktor weggerutscht ist, Reaktionskräfte, die bezüglich der Form den experimentellen Kräften ähnlicher waren. Allerdings hat sich dieses globale Verhalten der Rippe als falsch herausgestellt. Wertet man also nur die Reaktionskräfte für die Validierung aus, bekommt man ein unvollständiges und möglicherweise fehlerhaftes Bild von der Biofidelität des Modells. In der Referenz von Del Pozo et al. [58] sind auch Angaben zur Rotation der Rippenenden um die Drehachse als Funktion der Impaktorverschiebung zu finden. Für eine Validierung der Kinematik könnten also zunächst diese Kurven herangezogen werden. Innerhalb dieser Arbeit wurde allerdings von der Verwendung dieser Größen als Validierungsparameter abgesehen, da diese von einer Reihe von Einflussfaktoren abhängig und deshalb mit großen Unsicherheiten behaftet sind. Zu diesen gehört nicht nur die Lage der Rotationsachsen, für die auch hier ein Einfluss zu erwarten ist, sondern auch die Anthropometrie der Testobjekte und das Material der Rippe. Der Parameter wäre also im numerischen Modell leicht zu erheben, wäre aber bezüglich seiner Vorhersagegenauigkeit mit beträchtlichen Unsicherheiten verbunden.

Ebenfalls dokumentiert sind die Werte der sieben über die Rippe verteilten Dehnungsmessungen als Funktion der Zeit. Da eine Analyse von Dehnungswerten in höchstem Maße vom Finiten-Elemente Netz der Rippe abhängig ist, insbesondere bei den in der Crashtsimulation üblichen relativ groben Netzen, wäre ein Vergleich der Simulationsergebnisse mit den Versuchswerten mit besonderer Vorsicht zu unternehmen, da es fraglich ist, ob eine solche Validierung der Abbildungsgenauigkeit des Modells entspricht. Eine Alternative zur Verwendung der Dehnung-Zeit-Diagramme als Validierungsparameter wäre es, die Dehnungen qualitativ auszuwerten. Dazu könnte anhand eines Konturplots analysiert werden, an welcher Stelle der Rippe die Dehnungen positiv oder negativ sind, um das mit den Angaben in der Referenz zu vergleichen. Eine genauere Analyse der Dehnungswerte macht nur Sinn, wenn das zu validierende Modell eine entsprechende Abbildungsgenauigkeit hat. In Bezug auf die in Kapitel 2 vorgestellten FE Menschmodelle und deren Modellierungsniveau lässt sich die Aussage treffen, dass für die Modelle THUMSTM Version 3 und Version 5 eine Analyse der Dehnungswerte nicht sinnvoll ist, da

sich diese Modelle bezüglich ihrer Abbildungsgenauigkeit lediglich für das Vorhersagen von Kinematiken und einfachen Belastungsparametern eignen. Für die beiden höher entwickelten Modelle THUMS™ Version 4 und das Modell des GHBM-Konsortiums sollte für eine sinnvolle Spannungs-Dehnungsanalyse die Elementgröße im Modell und die Größe des physikalischen Dehnmessstreifens verglichen werden.

Für eine komplette Validierung nach einer bestimmten Referenz sollten also unbedingt alle möglichen Referenzwerte herangezogen werden, um ein vollständiges Bild der Modellbiofidelität zu bekommen und vor allem um zu vermeiden, dass zwar ein Teil der Validierung erfolgreich ist (bspw. die Auswertung der Kräfte), ein anderer Teil (bspw. die Kinematik) nicht mit dem der Referenzversuche übereinstimmt. Außerdem sollten die Validierungsparameter so gewählt werden, dass eine Auswertung dieser dem vorgesehenen Verwendungszweck und der Abbildungsgenauigkeit des Modells entspricht. Will man mit dem zu validierenden Modell lediglich kinematische Analysen anstellen, ist eine Validierung von Spannungs-Dehnungs-Werten nicht erforderlich. Umgedreht gesehen, will man mit dem Modell später auch das Bruchverhalten analysieren, ist eine Validierung der Dehnungswerte unbedingt erforderlich. Um die Auswahl von Validierungsparametern bei FE Menschmodellen zu erleichtern und zu systematisieren, kann man PIRT Tabellen erstellen, wie bei Cronin et al. und Oberkamp et al. [4], [30] empfohlen.

Tabelle 3.6 PIRT Tabelle zur Klassifizierung von Validierungsparametern

Nr.	Validierungsparameter	Relevanz	Niveau der Konfidenz im Modell
1	Rotation der Rippenenden gegen Impaktorverschiebung	mittel	mittel
2	Reaktionskräfte an den Rippenenden gegen Impaktorverschiebung	hoch	hoch
3	Dehnungswerte entlang der Rippe	hoch	gering

Die drei identifizierten Validierungsparameter wurden in Tabelle 3.6 nach folgenden Kriterien klassifiziert:

1. Relevanz für den beabsichtigten Verwendungszweck
Hier wird bewertet, inwiefern der Validierungsparameter für die Validierung des Menschmodells in Bezug auf den vorgesehenen Verwendungszweck von Relevanz ist. Die Rotation der Rippenenden gegen die Impaktorverschiebung und somit die Kinematik der Rippe wurde mit hoch bewertet. Die Validierung der globalen Kinematik des zu validierenden Systems sollte an erster Stelle stehen und immer erfolgen. Durch sie können grobe Fehler im Modell identifiziert werden und verhindert werden, dass andere Validierungsparameter sinnvolle Werte liefern, wenn das grundlegende Verhalten des Systems aber nicht der Realität entspricht. Auch die Validierungsparameter *Reaktionskräfte an den Rippenenden gegen die Impaktorverschiebung* und *Dehnungswerte entlang der Rippe* wurde mit hoch bewertet.
2. Niveau der Konfidenz im Modell

Mit diesem Kriterium wird bewertet, ob der in der Simulation erhobene Validierungsparameter mit Unsicherheiten versehen ist. Diese Unsicherheiten sind von numerischer Natur und können dann entstehen, wenn eine Erhebung des Validierungsparameters im Modell nicht entsprechend der Datener-

fassung in den Experimenten möglich ist. Eine numerische Unsicherheit in Bezug auf den Validierungsparameter entsteht beispielsweise dann, wenn für die Validierung der Dehnwerte die Elementgröße im Modell nicht vergleichbar mit der Größe des physikalischen Dehnmessstreifens ist und ein Vergleich somit fehlerbehaftet wäre. In unserem Beispiel wurde deshalb der Validierungsparameter *Dehnungswerte entlang der Rippe* mit niedrig bewertet. Die Rotation an beiden Rippenenden wurde mit einer mittleren Konfidenz versehen, da diese wie oben erläutert, von vielen Einflussgrößen abhängig ist.

3.5 Schlussfolgerungen

Die Untersuchung von experimentellen Unsicherheiten zeigten einen deutlichen experimentell bedingten Einfluss auf die Validierungsergebnisse, wie in 3.4.2 diskutiert und bewiesen wurde. Die im Rahmen der Sensitivitätsstudie ermittelte Streuung am anterioren und posterioren Rippenende definiert einen Bereich, in dem die Reaktionskräfte aufgrund der experimentellen Unsicherheit liegen können. Für eine objektive Validierung und Bewertung deren Ergebnisse ist es also unbedingt erforderlich, dass beim Vergleich der experimentellen und numerischen Daten die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit an diese aufgrund der experimentellen Unsicherheiten mögliche Abweichung angepasst werden.

Im Folgenden soll ein Verfahren skizziert werden, wie die Ergebnisse aus einer Sensitivitätsstudie bei der eigentlichen Bewertung der Validierungsergebnisse in dem gegenwärtig am meisten verwendeten objektiven Bewertungsverfahren CORA berücksichtigt werden können. Dazu wird eine Methodik entwickelt, auf deren Basis die Anforderungen an Validierungsgenauigkeit auf sinnvolle Weise herabgesetzt werden. Im Anschluss soll dieses Verfahren exemplarisch für Berücksichtigung der experimentellen Unsicherheit dieses Kapitels angewendet werden.

Der erste Schritt stellt die Berechnung der Mittelwertskurve der Kurvenschar sowie die Ermittlung der unteren und oberen Extremkurve dar. Hierauf muss mittels des CORA Verfahrens die Korrelation zwischen der Mittelwertskurve und jeweils der unteren und oberen Extremkurve bestimmt werden, um die Abweichung, die aufgrund der experimentellen Unsicherheit für die Messgröße möglich ist, zu quantifizieren. Die CORA Methode besteht aus vier verschiedenen Bewertungsmetriken, der Korridor-, Größen-, Phase- und Formmetrik. Die drei zuletzt genannten bilden zusammen die sogenannte Kreuzkorrelationsmetrik (vgl. Kapitel 2). Im Folgenden soll zunächst analysiert werden, welche dieser Metriken für die Auswertung der Sensitivitätsstudie geeignet ist. Die Ergebnisse der Sensitivitätsstudie stellen eine Kurvenschar dar, die sich lediglich quantitativ voneinander unterscheiden. Die Phase und die Form der Kurven sind dagegen vergleichbar. Damit ist eine Analyse der beiden Bewertungsmetriken „Phasenverschiebung“ (C_{Phase}) und „Form“ (C_{Form}) nach der CORA Methode (vgl. Abbildung 2.10) nicht nötig, da hier ein Wert von 1, also eine sehr gute Korrelation, zu erwarten ist. Diese Behauptung soll später bei der Anwendung dieses Verfahrens für die innerhalb dieser Arbeit erhobene Sensitivitätsstudie belegt werden. Eine Analyse der Korridormetrik (C_{Korridor}) ist für die Auswertung der Ergebnisse der Sensitivitätsstudie deshalb nicht sinnvoll, da hier lediglich die Korrelation zweier Signale bestimmt werden soll und eine Definition von Toleranzgrenzen (Korridore) aufgrund fehlender Kriterien hier nicht zielführend ist. Dieser Wert geht folglich ebenso nicht in die Auswertung mit ein. Da sich die Kurvenschar allerdings in der Größe der Fläche unter den einzelnen Kurven unterscheidet, ist die CORA Größenmetrik äußerst relevant und muss in die Auswertung der Sensitivitätsstudie einbezogen werden. Der zweite Schritt des Verfahrens stellt also die Berechnung der Korrelation zwischen Mittelwertskurve und Extremkurven mittels der CORA Größenmetrik ($C_{\text{Größe}}$) dar. Das Ergebnis der Metrik quantifiziert somit die Abweichung der Messgröße vom Mittelwert, die aufgrund der experimentellen Unsicherheit möglich ist. Der dritte Schritt stellt das Mindern der Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit bei der späteren Auswertung der Validierungsergebnisse dar. Voraussetzung für die Anwendung dieses Verfahrens ist es, dass die Validierungsergebnisse ebenfalls mit der CORA Größenmetrik ausgewertet und anhand eines gängigen Bewertungsschemas klassifiziert werden. Auf Basis der Ergebnisse der Größenmetrik aus der Sensitivitätsstudie wird dann dieses Bewertungsschema so angepasst, dass die experimentelle Unsicherheit Berücksichtigung findet, indem die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit gesenkt werden. Tabelle 3.7 zeigt ein typisches Bewertungsschema für die Korrelation

zweier Signale. Das Schema ist der ISO TS Norm 18571 [71] entnommen. C ist hier das Ergebnis für die Korrelation zweier Signale, beispielsweise der Wert der Größen-, Phasen- oder Formmetrik, und liegt zwischen 0 und 1. Je höher C ist, desto besser ist die Korrelation der Signale.

Tabelle 3.7 Bewertung der Korrelation zweier Signale [71]

Bewertung	Korrelation C	Beschreibung
Sehr gut	$C > 0,94$	Annähernd perfekte Korrelation zwischen den Signalen
Gut	$0,80 < C \leq 0,94$	Viele Merkmale vergleichbar, aber wahrnehmbare Unterschiede zwischen Signalen
Ausreichend	$0,58 < C \leq 0,80$	Grundlegende Merkmale vergleichbar, aber signifikante Unterschiede zwischen Signalen
Mangelhaft	$C \leq 0,58$	Beinahe keine Korrelation zwischen Signalen

Das skizzierte Verfahren soll im Folgenden exemplarisch für die Auswertung der Sensitivitätsstudie dieses Kapitels nachvollzogen und dabei die Anpassung des Bewertungsschemas und das Senken der Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit genauer erklärt werden.

Für den ersten Schritt muss die Mittelwertskurve der Kurvenscharen am anterioren und posterioren Rippenende gebildet sowie die untere und obere Extremkurve bestimmt werden. In Abbildung 3.25 sind diese Kurven für beide Rippenenden zu sehen.

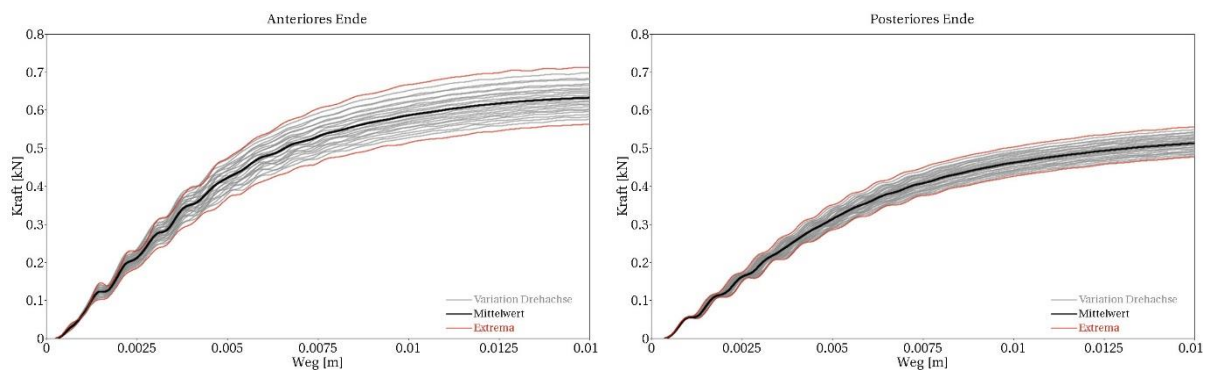


Abbildung 3.25 Mittelwertskurve (schwarz) und Extremkurven (rot) der Kurvenscharen am anterioren (linkes Diagramm) und posterioren Rippenende (rechtes Diagramm).

Im zweiten Schritt erfolgt die Berechnung der Korrelation zwischen der Mittelwertskurve und jeweils den beiden Extremkurven für jede Kurvenschar mittels der CORA Größenmetrik ($C_{\text{Größe}}$). Folgende Werte für $C_{\text{Größe}}$ wurden für das anteriore und posteriore Rippenende ermittelt. Für die Verwendung der Ergebnisse in Schritt 3 wurden die Werte für die obere und untere Extremkurve gemittelt.

Anteriore Ende

- Obere Extremkurve: $C_{\text{Größe}}^{\text{ant}*} = 0,78$
- Untere Extremkurve: $C_{\text{Größe}}^{\text{ant}**} = 0,77$
- Mittel: $C_{\text{Größe}}^{\text{ant}} = 0,775$

Posteriores Ende

- Obere Extremkurve: $C_{\text{Größe}}^{\text{post*}} = 0,84$
- Untere Extremkurve: $C_{\text{Größe}}^{\text{post**}} = 0,85$
- Mittel: $C_{\text{Größe}}^{\text{post}} = 0,845$

Bei der späteren Auswertung der Validierungsergebnisse muss die Korrelation C der Simulationskurve mit einer aus allen experimentellen Testkurven ermittelten Mittelwertskurve anhand der CORA Methode bestimmt werden. Um die aufgrund der experimentellen Unsicherheit entstandene mögliche Abweichung zu berücksichtigen, muss die Bewertung der Validierungsergebnisse an die Ergebnisse der CORA Analyse der Sensitivitätsstudie angepasst werden.

Im dritten Schritt erfolgt nun das Anpassen des Bewertungsschemas der späteren Validierungsergebnisse auf Basis der zuvor ermittelten möglichen Abweichung der Reaktionskräfte am anterioren und posterioren Rippenende. Voraussetzung dafür ist, dass bei der späteren Auswertung der Validierungsergebnisse die CORA Größenmetrik zur Bestimmung der Korrelation zwischen einer experimentellen Mittelwertskurve und der numerischen Vergleichskurve ($C_{\text{Größe}}^{\text{Val}}$) berechnet wird und diese Korrelation anhand des vorgestellten Bewertungsschema aus Tabelle 3.7 klassifiziert wird. Die Anpassung des Bewertungsschemas erfolgt durch die Multiplikation der Grenzwerte der einzelnen Bewertungsabstufungen des Schemas mit der zuvor ermittelten möglichen Abweichung $C_{\text{Größe}}^{\text{ant/post}}$. Dadurch werden die Anforderungen an die Genauigkeit der späteren Validierungsergebnisse herabgesetzt. In Tabelle 3.8 ist eben diese Anpassung an die Ergebnisse der CORA Größenmetrik am anterioren und posterioren Rippenende zu sehen.

Tabelle 3.8 Anpassen des ISO Bewertungsschema an die Ergebnisse der Sensitivitätsstudie

Bewertung	Korrelation der Validierungsergebnisse Anteriore Rippenende	Korrelation der Validierungsergebnisse Posteriore Rippenende
Sehr gut	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} > 0,94 * C_{\text{Größe}}^{\text{ant}}$ $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} > 0,7285$	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} > 0,94 * C_{\text{Größe}}^{\text{post}}$ $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} > 0,7943$
Gut	$0,80 * C_{\text{Größe}}^{\text{ant}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,7285$ $0,62 < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,7285$	$0,80 * C_{\text{Größe}}^{\text{post}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,7285$ $0,676 < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,7943$
Ausreichend	$0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{ant}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,62$ $0,4495 < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,62$	$0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{post}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,62$ $0,4901 < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,676$
Mangelhaft	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{ant}}$ $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,4495$	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{post}}$ $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,4901$

Bei der späteren Auswertung der Korrelation $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}}$ der experimentellen Reaktionskraft und der numerischen Reaktionskraft jeweils am anterioren und posterioren Rippenende bedeutet also schon eine berechnete Korrelation von 0,7285 am anterioren, bzw. 0,7943 am posterioren Rippenende eine sehr gute Übereinstimmung der experimentellen und numerischen Reaktionskraft in Bezug auf die Größe

der Fläche unter der Kurve. Für eine gute Korrelation liegt $C_{Größe}^{Val}$ zwischen 0,62 und 0,7285, bzw. zwischen 0,676 und 0,7943 jeweils für das anteriore und posteriore Rippenende. Während ein Wert von $C_{Größe}^{Val}$ zwischen 0,4495 und 0,62, bzw. 0,4901 und 0,676 noch mit ausreichend bewertet wird, wird dieser unter 0,4495, bzw. 0,4901 mit mangelhaft eingestuft. Durch die Anpassung des Bewertungsschemas für den späteren Vergleich der experimentellen und numerischen Kurve werden also die Anforderungen an die spätere Validierungsgenauigkeit herabgesetzt und somit die experimentelle Unsicherheit berücksichtigt.

In diesem Kapitel wurde der Einfluss auf die Validierungsergebnisse durch eine experimentelle Unsicherheit untersucht und die verursachte Streuung quantifiziert. Dabei wurde innerhalb einer Sensitivitätsstudie ein Parameter, die Lage der Rotationsachsen relativ zu den Rippenenden, variiert. Das Ergebnis der Sensitivitätsstudie war eine Kurvenschar, deren Kurven sich lediglich quantitativ unterschieden. Aufgrund dessen wurde lediglich die CORA Größenmetrik ausgewertet, da für die CORA Form- und Phasenmetrik eine 100%-ige Korrelation erwartet wurde. Diese Erwartung wurde durch Berechnung von C_{Form} und C_{Phase} überprüft und durch einen Wert von 1 bestätigt.

Abbildung 3.26 fasst das in diesem Kapitel entwickelte Verfahren für die Berücksichtigung der experimentell bedingten Unsicherheiten bei der Analyse der Validierungsergebnisse durch das objektive Bewertungsverfahren CORA zusammen.

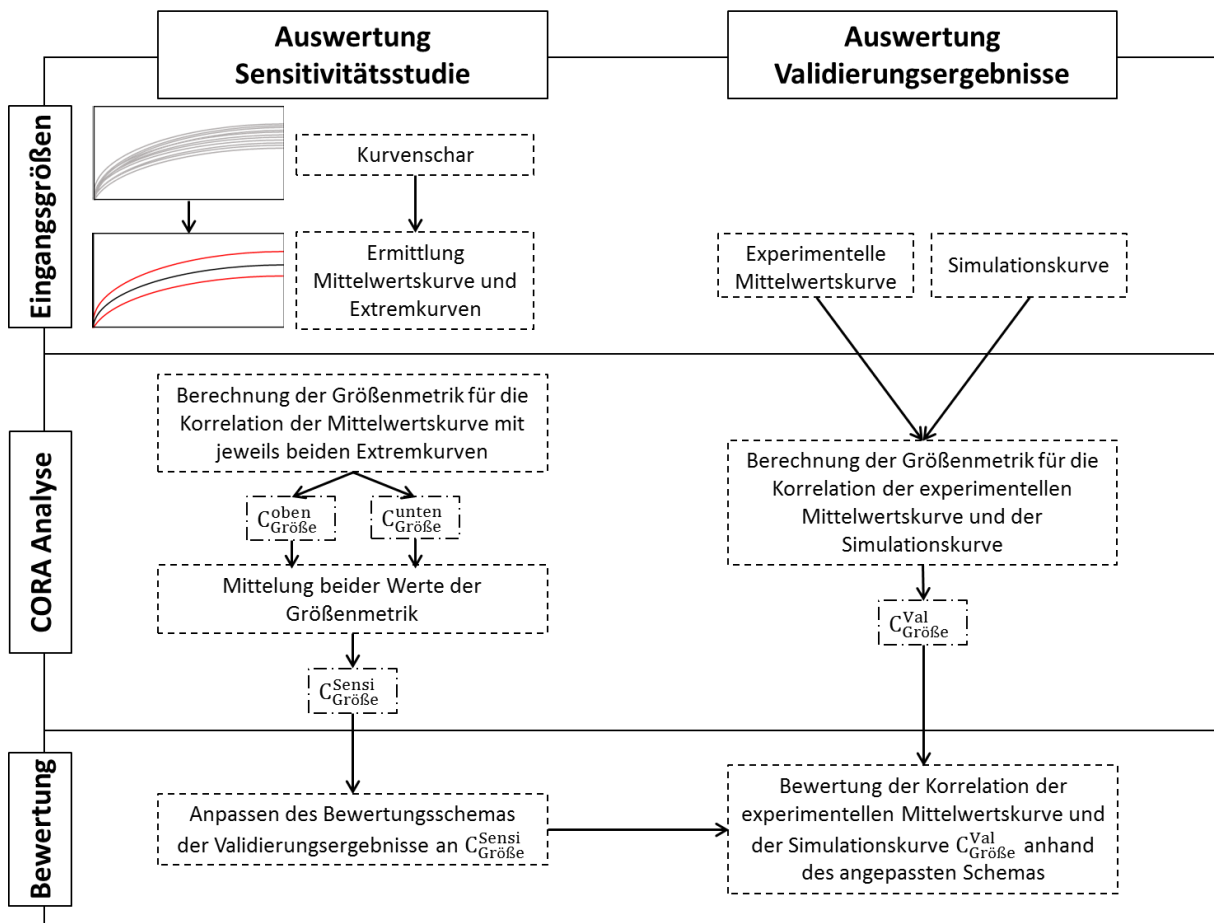


Abbildung 3.26 Berücksichtigung der experimentell bedingten Unsicherheiten bei der Analyse der Validierungsergebnisse durch das objektive Bewertungsverfahren CORA

4 Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf regionaler Ebene

4.1 Einleitung

In Kapitel 3 wurden erste grundlegende Erkenntnisse gewonnen, die eine Basis für eine glaubwürdige und fundierte Validierung von FE Menschmodellen auf lokaler Ebene in Bezug auf die Modellbildung eines verletzungsmechanischen Experiments darstellen. Diese haben nun in diesem Kapitel Anwendung gefunden, indem auf ihrer Basis eine Methodik für eine systematische Validierung von FE Menschmodellen entwickelt wurde. Durch Umsetzung der Systematik an einem Validierungsbeispiel der nächsthöheren Hierarchieebene wurden weitere Erkenntnisse für eine objektivere Validierung gesammelt. Der Validierungslastfall wurde exemplarisch für das Modell THUMSTM Version 4.01 aufgebaut. Anders als in Kapitel 3 erfolgte dann die tatsächliche Validierung des Modells. Allerdings stand hier nicht die Überprüfung der Validität und Vorhersagegenauigkeit des Modells im Fokus. Vielmehr sollten aus der Validierung weitere Schlüsse für den Validierungsprozess auf regionaler Ebene gezogen werden. Auf Basis einer Sensitivitätsstudie, in deren Rahmen verschiedene Parameter des Menschmodells variiert wurden, wurde untersucht, wo die Grenze zwischen dem zu validierenden Modell und der Validierungsumgebung gezogen werden kann. Die verletzungsmechanischen Experimente von Nightingale et al. [72], [73] wurden als Validierungsgrundlage ausgewählt. Innerhalb dieser Versuche wurde das biomechanische Verhalten des freigeschnittenen Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes unter dynamischer Kompressionsbelastung untersucht. Der detaillierte Versuchsaufbau und -ablauf wird im Folgenden näher beschrieben. Ziel dieses Kapitel war es, weitere Schlüsse, welche vor allem durch die höhere Komplexität des gewählten Lastfalls entstanden, für die Objektivierung der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf regionaler Ebene zu ziehen.

Beschreibung der verletzungsmechanischen Versuche von Nightingale et al. [72], [73]

Nightingale et al. untersuchten die Biomechanik des freigeschnittenen Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes unter dynamischer Kompressionsbelastung. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Massenträgheit des Kopfs und die Beschaffenheit der Anpralloberfläche bei einem vertikalen Anprallszenario auf das Verletzungsrisiko der Halswirbelsäule zu bestimmen. Es sollte evaluiert werden, ob dieses durch das Ankoppeln der Halswirbelsäule an den Kopf erhöht wird. Dazu wurde eine Versuchseinrichtung (vgl. Abbildung 4.1) entwickelt, durch die Verletzungen in der Halswirbelsäule von postmortalen Testobjekten durch vertikale Kopf-Halswirbelsäulen-Anprallszenarien provoziert werden konnten. Ein Fallturm wurde mit einem in einer Schiene in vertikaler Richtung geführten Stahlkörper der Masse 16 kg (C in Abbildung 4.1) ausgestattet. Dieses Gewicht simuliert den Anteil des Körpers, der bei einem vertikalen Kopfanprall effektiv auf die Halswirbelsäule einwirkt. Diese Masse wurde für einen 50-Perzentil-Mann anhand des sogenannten GEBOD (**Generator of Body Data**) bestimmt, einem interaktiven Computerprogramm des Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory, das unter anderem die spezifische Masse von verschiedenen Körperteilen berechnet [74].

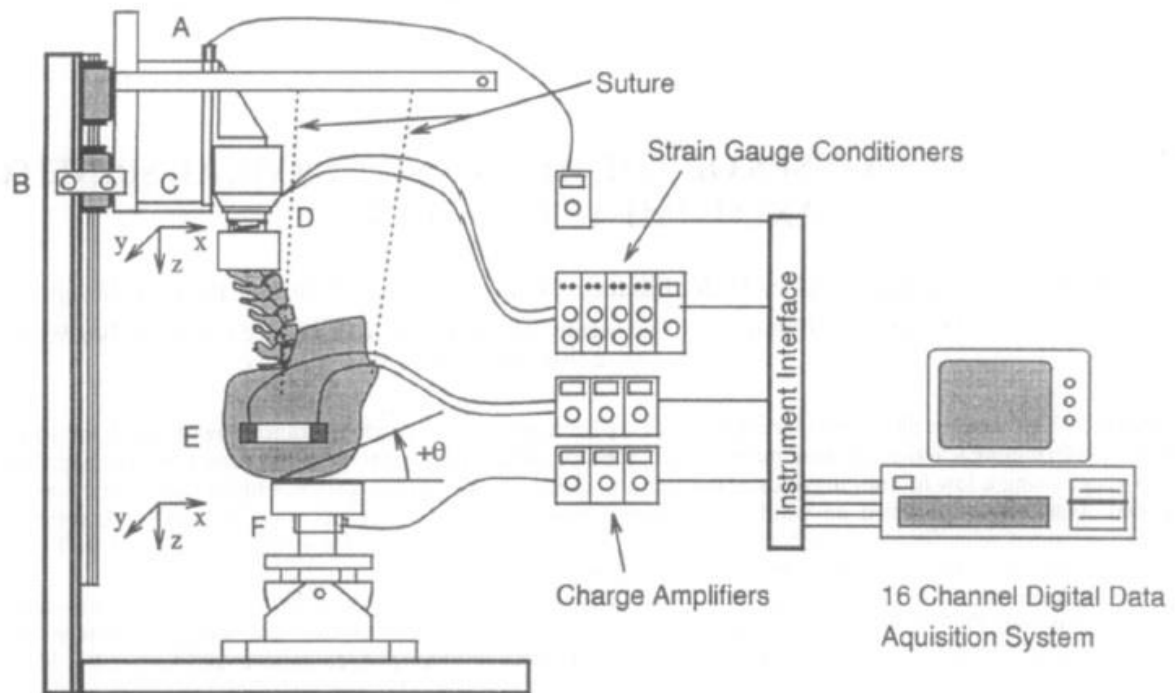


Abbildung 4.1 Versuchseinrichtung bei Nightingale et al. mit dem Beschleunigungssensor (A), dem Fallturm (B) mit Schienenführung für einen vertikalen Anprall, dem Stahlkörper der Masse 16 kg (C), der sechs-achsigen Kraftmesszelle zur Erfassung der T1-Kraft (D), einem weiteren Beschleunigungssensor zur Erfassung der Beschleunigungen des Kopfs (E) und mit der sechs-achsigen Kraftmesszelle zur Erfassung der Kopfkraft [73]

Bei 22 postmortalen Testobjekten (17 Männer, 5 Frauen; $59,6 \pm 13,1$ Jahre alt) wurden unterhalb des dritten thorakalen Wirbels (T3) alle Gewebe entfernt und somit der Kopf und der Hals isoliert. Von den Weichgeweben des Halses wurden mit Ausnahme des Ligamentum Nuchae lediglich die Ligamente erhalten. Die ersten drei thorakalen Wirbel wurden derart in einen Topf mit Polyesterharz eingebettet, dass ein Winkel von 25° zwischen der Bandscheibe C7/T1 und der Horizontalen eingestellt wurde und das Gelenk zwischen C7 und T1 frei beweglich blieb. Die freigeschnittenen und eingebetteten Testobjekte wurden so an dem Gewicht im Fallturm befestigt, dass eine anatomisch neutrale Position sichergestellt wurde. Die Anprallfläche des Impaktors stellte ein 4 cm hoher Stahlzylinder mit einem Durchmesser von 15,25 cm dar. Der Winkel der Fläche (θ in Abbildung 4.1) zur y-Achse (die Normale zur Sagittalebene) wurde mithilfe eines beweglichen Gelenks im Gehäuse in den verschiedenen Versuchskonfigurationen zwischen $+30^\circ$ (anteriörer Anprall) und -15° (posteriörer Anprall) in Inkrementen von 15° variiert. Der Impaktor wurde für eine starre Versuchskonfiguration mit nahezu reibungsfreier Oberfläche mit einer 3 mm dicken Teflonplatte bedeckt, für einen gepolsterten Anprall dagegen mit einem 3,8 cm dicken Schaum. Die Testhöhe betrug 0,53 m. Diese wurde so gewählt, dass lediglich Verletzungen in der Halswirbelsäule, aber keine Frakturen des Schädels zu erwarten waren. Die daraus resultierende Geschwindigkeit beim Anprall betrug in etwa $3,14 \pm 0,19$ m/s und wurde mittels eines optischen Geschwindigkeitssensors gemessen. Nach jedem Experiment wurden die Testobjekte seziiert und Verletzungen im Kopf und Halswirbelsäule dokumentiert.

Folgende Daten wurden während der Experimente erfasst:

1. Beschleunigung des Stahlkörpers durch einen Beschleunigungssensors (A in Abbildung 4.1)
2. Anprallgeschwindigkeit mittels eines optischen Geschwindigkeitssensors
3. Kräfte und Momente an der Einspannung des T1 Wirbels durch eine sechssachsig Kraftmesszelle (D)
4. Linear- und Winkelbeschleunigung des Kopfschwerpunkts mittels eines Beschleunigungssensors (E)
5. Kräfte an der Kopfkontaktfläche mittels einer dreiachsigen Kraftmesszelle (F)

Sämtliche erhobenen Daten wurden gemäß der Norm der SAE für Kopfanprallszenarien gefiltert (SAE J211b Klasse 1000).

4.2 Material und Methoden

In diesem Kapitel wird zunächst die Methodik für die Auswertung und Aufbereitung der verletzungsmechanischen Experimente von Nightingale et al. [72], [73] zur Vorbereitung der numerischen Modellbildung beschrieben. Danach wird die Umsetzung der experimentellen Prüfeinrichtung in die numerische Validierungsumgebung sowie die Aufbereitung, Integration und schließlich Validierung des Menschmodells THUMS™ Version 4.01 dargelegt. Als letzter Schritt wird dokumentiert, welche Parameter des Menschmodells innerhalb einer Sensitivitätsstudie variiert wurden, um evaluieren zu können, inwiefern die Dynamik des Kopfes das Verhalten der Halswirbelsäule beeinflusst und wo die Grenze zwischen Validierungsumgebung und Validierungsmodell zu ziehen ist.

4.2.1 Analyse der Experimente und Modellbildungsalternativen

Auf Basis der in Kapitel 3 gewonnenen Erkenntnisse zur Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf lokaler Ebene wurde eine Systematik für die Modellbildung der experimentellen Prüfeinrichtung von Nightingale et al. entwickelt. Diese ist in Abbildung 4.2 zu sehen und wird im Folgenden näher beschreiben.

Die Systematik beginnt mit der Definition von genauen Validierungszielen. Diese Ziele sind fundamental, da alle folgenden Schritte der Systematik auf Basis des hier definierten Validierungszwecks diskutiert und getätigt werden. Der Validierungszweck legt unter anderem fest, für welche Art der Belastung und bis zu welchem Grad (lediglich Validierung der Kinematik und der Kinetik oder auch Bewertung von Verletzungen?) welche Struktur (kompletter Kopf-Halswirbelsäulen-Komplex oder lediglich die Halswirbelsäule?) validiert wird. Hierauf erfolgt die genaue Analyse der Referenzexperimente. Den ersten Schritt hierbei stellt die Auswahl einer geeigneten Versuchskonfiguration für die numerische Modellbildung und für die anschließende Validierung eines beliebigen FE Menschmodells dar. Hierfür sollte jede Konfiguration auf deren biomechanische Relevanz, die Abbildbarkeit in einem numerischen Modell und mögliche Probleme für die numerische Modellbildung und die Validierung infolge von Bifurkationen geprüft werden. Hierauf sollten alle in den Experimenten erhobenen Messdaten identifiziert und als Validierungsparameter in Erwägung gezogen werden. Auf Basis des beabsichtigten Verwendungszwecks und der Abbildungsgenauigkeit des zu validierenden Modells ist dann zu entscheiden, welche Parameter für die Validierung des Modells geeignet sind. Wie in Kapitel 3 diskutiert, ist für eine fundierte Validierung nicht nur der Vergleich von kinetischen Daten zwischen Experiment und Simulation in Form von Kraft-Weg- oder Kraft-Zeit-Kurven nötig, sondern auch der Abgleich der Kinematik. Deshalb sind zunächst alle kinematischen Informationen und Parameter, die in den Versuchen der gewählten Konfiguration gemessen und beobachtet wurden, zu sammeln und auf ihre Eignung auf Validierungsparameter zu überprüfen. Hierauf ist das Gleiche für alle kinetischen Daten zu erheben. Mithilfe einer PIRT Tabelle sind alle möglichen Validierungsparameter nach ihrer Relevanz für den beabsichtigten Verwendungszweck und ihrer Wiedergabegenauigkeit im Modell zu klassifizieren. Abschließend ist der experimentelle Aufbau auf systemimmanente Unsicherheiten zu untersuchen und Sensitivitätsstudien zur Bestimmung des Einflusses dieser zu definieren. Nach Abschluss der Analyse der Experimente müssen alle möglichen numerischen Umsetzungsmöglichkeiten in der Modellbildung zunächst identifiziert werden. Eine PIRT-Tabelle ist zu erstellen, die die Modellbildungsvarianten nach ihrem Einfluss auf die Validierungsergebnisse und der Abbildungsgenauigkeit im Modell bewertet. Auf Basis dieser Tabelle ist dann zu entscheiden, wie die verletzungsmechanischen Experimente umgesetzt werden.

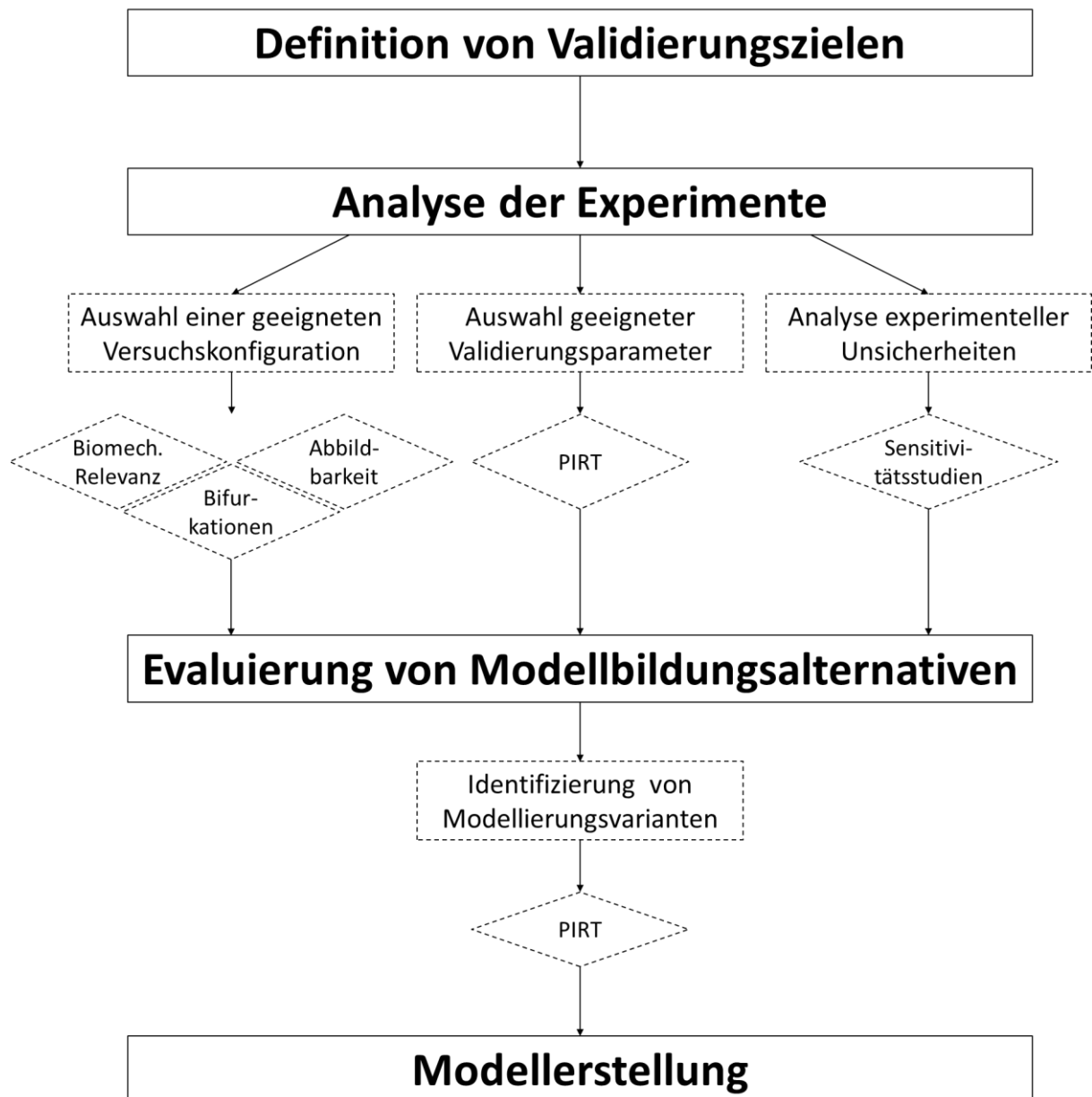


Abbildung 4.2 Systematik zur Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten

Alle Schritte dieser Systematik wurden für die Auswertung der verletzungsmechanischen Experimenten von Nightingale et al. [72], [73] und zur Vorbereitung der numerischen Modellbildung unternommen und werden im Folgenden im Detail beschrieben. Die Ergebnisse dieser Analyse sind unter [4.3.1](#) zu finden und sind die Grundlage für die Umsetzung der Experimente mit dem FE Menschmodell THUMS™ Version 4.01.

Definition der Validierungsziele

Mit der Definition von Validierungszielen soll der Zweck der Validierung klar festgelegt werden. Diese Ziele sind von der Art der Referenzexperimente abhängig. Auf Basis des verletzungsmechanischen Experiments von Nightingale könnten folgende zwei Validierungsziele definiert werden. Zum einen könnte der Fokus auf der Dynamik des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes liegen. Kopf und Halswirbelsäule wären dann Validierungsobjekt. Zum anderen könnte das Verhalten der Halswirbelsäule unter

dynamischer axialer Belastung im Fokus stehen. Damit wäre lediglich die Halswirbelsäule die zu validierende Struktur. Bezüglich des Grads der Validierung kann auf Basis der Versuche von Nightingale die Validierung der Kinematik, der Kinetik und der Verletzungen erfolgen. Soll das Menschmodell auch in Bezug auf die auftretenden Verletzungen validiert werden, muss die Abbildungsgenauigkeit des Modells berücksichtigt werden, also das Potenzial, Verletzungen numerisch abbilden zu können. Dies soll im Rahmen dieses Kapitels bei der Auswahl geeigneter Validierungsparameter näher diskutiert werden.

Auswahl einer geeigneten Versuchskonfiguration

Tabelle 4.1 zeigt die Matrix aller in der Referenz durchgeführten Versuchskonfigurationen. Sowohl für den starren als auch für den gepolsterten Anprall wurde der Winkel der Anprallfläche des Impaktors von -15° bis $+30^\circ$ in Inkrementen von 15° variiert. Alle Konfigurationen wurden im Rahmen dieser Arbeit auf ihre Eignung als Validierungsgrundlage geprüft. Dazu wurde jede Konfiguration auf deren biomechanische Relevanz, der Abbildbarkeit in einem numerischen Modell und Probleme für die numerische Modellbildung und die Validierung infolge von möglichen Bifurkationen geprüft. Für diese Analyse wurden weitere Angaben aus der Referenzdokumentation [71] herangezogen. In Abbildung 4.3 werden dazu die aufgetretenen Verletzungen aller Versuchskonfigurationen gelistet und klassifiziert sowie die Kinematik des Kopfs nach dem Aufschlag auf den Impaktor beschrieben. Diese Informationen gingen in die Analyse mit ein.

Tabelle 4.1 Matrix aller Versuchskonfigurationen bei Nightingale et al. [72], [73]

Winkel Anprall- oberfläche	-15° (posteriorer Anprall)	0° (Vertex Anprall)	$+15^\circ$ (anteriorer Anprall)	$+30^\circ$ (anteriorer Anprall)
Starrer Anprall	X	X	X	X
Gepolsterter Anprall	X	X	X	X

TEST	Pathology [†]	Class (Allen, 1982)	Stability	Head Motion
<i>Rigid surface</i>				
N05-R+30	C3 burst fx., C3-C4 disc and ALL, C4-C5 ALL	VC	unstable	extension
		DE	stable	
		DE	stable	
N18-R+15	C1 lateral mass fracture, C2 hangman's, C2-3 disc and ALL, C6-7 bilat. facet dislocation	VC	stable	extension
		DE	unstable	
		DF	unstable	
D41-R+15	None	—	—	extension
I32-R+15	C5-6 disc, L capsular lig., ALL	DE	stable	extension
N26-R+0	None	—	—	extension
N24-R+0	C1 2 part posterior arch fracture, C2 hangman's fracture	CE	stable	flexion
		DE	stable	
N22-R+0	C1 3 part comminuted fracture	VC	unstable	extension
N11-R-15	None	—	—	flexion
N13-R-15	None	—	—	flexion
UK3-R-15	None	—	—	flexion
<i>Padded surface</i>				
N21-P+30	C1 anterior ring fx., C4 spinous process fx., C5 spinous process fx., C5-C6 disc, left capsular lig. and ALL	CF	stable	extension
		CE	stable	
		CE	stable	
		DE	stable	
N23A-P+30	None	—	—	extension
N23B-P+30	C1 2 part right aspect fx., C3-C4 disc and ALL, C4-C5 disc and ALL	VC	stable	extension
		DE	stable	
		DE	stable	
I08-P+15	C2 hangman's fracture and burst	DE	unstable	none
I11-P+15	C2 type III dens + comminution, C4 body, R lamina	—	unstable	none
		VC	stable	
I04-P+15	C1 2 part posterior arch fracture, C2 hangman's, C2-3 disc, ALL, C7-T1 posterior lig.	CE	stable	none
		DE	unstable	
		DF	stable	
N03-P+0	C4-5 capsular lig., C5-6 disc, C6-7 bilat. facet dislocation	—	stable	flexion
		DE	stable	
		DF	unstable	
N02-P+0	C1 ant. ring, C2 hangman's + type III dens, C6 R lamina and pedicle, C7 burst	CF	stable	none
		DE	unstable	
		VC	stable	
		VC	unstable	
D40-P+0	C1 3 part comminuted fracture, C3-4 disc, ALL, spinous proc., C5 (burst), C5-6 PLL, C6 R lamina and pedicle	VC	unstable	none
		DE	stable	
		VC	unstable	
		VC	stable	
N19-P-15	C2-3 disc, ALL, C2 ant. avul. fracture, C3-4 disc, ALL C3 ant. avul. fracture	DE	stable	flexion
		DE	stable	
NA2-P-15	C3-4 disc, ALL, L capsular lig., C5-6 disc, ALL	DE	stable	flexion
		DE	stable	
I25-P-15	C1-2 L capsular lig., C3-4 disc, ALL, PLL, L capsular lig.	—	stable	flexion
		DE	unstable	

Abbildung 4.3 Liste mit allen Testkonfigurationen in Nightingale et al. [73]. Die 1. Spalte (TEST) benennt die Testobjekte (die ersten drei Symbole entsprechen der ID des Testobjekts, R steht für *Rigid*, P für *Padded*; +30/+15/+0/-15 für den Winkel des Impaktors zur Horizontalen). Die 2., 3. und 4. Spalte (*Pathology*, *Class*, *Stability*) listet und klassifiziert alle aufgetretenen Verletzungen. In der 5. Spalte (*Head Motion*) wird die Kinematik des Kopfs nach dem Aufschlag auf den Impaktor beschrieben.

Identifizierung und Auswahl geeigneter Validierungsparameter

Als nächster Schritt wurden alle in den Experimenten erhobenen Messdaten identifiziert und als Validierungsparameter in Erwägung gezogen. Unter Berücksichtigung des beabsichtigten Verwendungszwecks und der Abbildungsgenauigkeit des zu validierenden Modells THUMS™ Version 4.01 wurden diejenigen Parameter ausgewählt, die für die Validierung des Modells der zuvor ausgewählten Versuchskonfiguration (vgl. 4.3.1: starrer anteriorer Anprall mit einem Winkel von +15°) geeignet sind. Dazu wurden die folgenden kinematischen, kinetischen und verletzungsrelevanten Daten aus den Referenzdokumentationen [72], [73] gesammelt und auf ihre Eignung auf Validierungsparameter geprüft.

Als kinematische Messdaten wurden die Beschleunigung des Stahlkörpers, die Anprallgeschwindigkeit und die Linear- und Winkelbeschleunigung des Kopfschwerpunkts für alle Versuchskonfigurationen gemessen. Werte für die anterioren Versuche sind in der Dokumentation von Nightingale allerdings nicht gegeben. Die Kinematik des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes wird qualitativ wie folgt beschrieben. Nach dem Kontakt zwischen Kopf und Impaktor wird die Last zunächst auf den Kopf übertragen. Durch den nachdrückenden Stahlkörper kommt es zur Kopplung der Halswirbelsäule an den Kopf. Der Rückstoß des Kopfs in vertikaler Richtung bewirkt zunächst eine Kompression der Halswirbelsäule. Danach bewegt sich der Kopf in posteriorer Richtung, da die sich streckende Halswirbelsäule eine Kraft auf den Kopf ausübt.

In Abbildung 4.4 ist die Anatomie der Halswirbelsäule zu Beginn des Experiments (links) und nach dem Anprall (rechts) zu sehen. Das Beugeverhalten war für alle Testobjekte gleich. Während sich das untere Segment, bestehend aus dem C6-, C7- und T1-Wirbel, beugte, streckte sich das obere Segment, bestehend aus C2-, C3-, C4- und C5-Wirbel. Dieser Zustand stellte sich ab 3 bis 8 ms nach Aufprall des Kopfes ein.

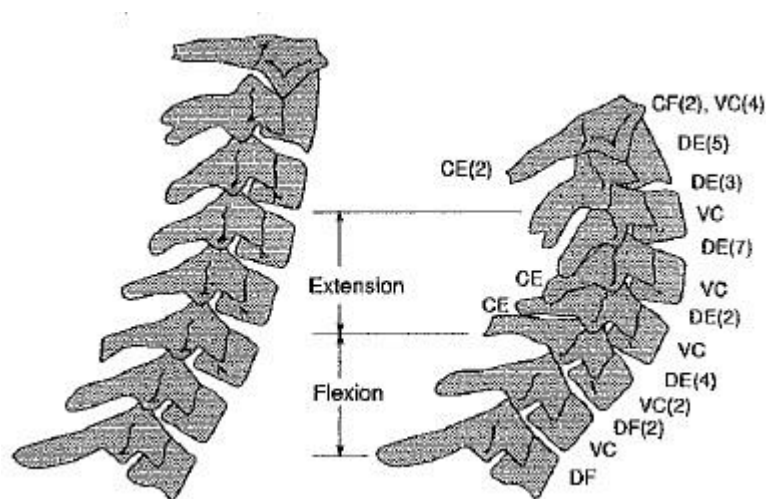


Abbildung 4.4 Anatomie der Halswirbelsäule zu Beginn des Experiments (links) und nach dem Anprall (rechts). Das untere Segment, bestehend aus dem C6-, C7- und T1-Wirbel, beugte sich, das obere Segment, bestehend aus C2-, C3-, C4- und C5-Wirbel streckte sich.

Mittels einer sechssachsigen Kraftmesszelle wurden in allen Versuchskonfigurationen als kinetische Messgrößen die Kräfte und Momente, die auf den ersten thorakalen Wirbel wirkten, gemessen. Des Weiteren wurden die zwischen Kopf und Impaktor wirkenden Kräfte durch eine dreiachsige Kraftmesszelle gemessen. In der Referenz sind Zeit-Kraft-Kurven der resultierenden Kopf- und T1-Kraft, der axialen T1-Kraft und der Scherkraft in der HWS in x-Richtung für die drei Testobjekte der anterioren +15° Konfiguration, N18-R+15, D41-R+15 und I32-R+15, gegeben. Diese sind in Abbildung 4.5 zu sehen. Des

Weiteren sind die Maximalwerte der resultierenden Kopf- und T1-Kraft und des resultierenden T1-Moments in der Referenzdokumentation gelistet und in Tabelle 4.2 zu sehen. Durch die Erstellung einer PIRT Tabelle wurden alle identifizierten Validierungsparameter auf ihre Eignung bezüglich ihrer Relevanz für die Validierung sowie ihrer Konfidenz im Modell bewertet.

Tabelle 4.2 Maximalwerte der resultierenden Kopf- und T1-Kraft und des resultierenden T1-Moments

	Maximalwerte		
	Res. Kopfkraft [N]	Res. T1-Kraft [N]	Res. T1-Moment [Nm]
N18-R+15	7498	2553	48,6
D41-R+15	8234	2921	-
I32-R+15	8604	3885	-
Mittelwert	8112	3119	48,6
Standardabweichung	563	687	-

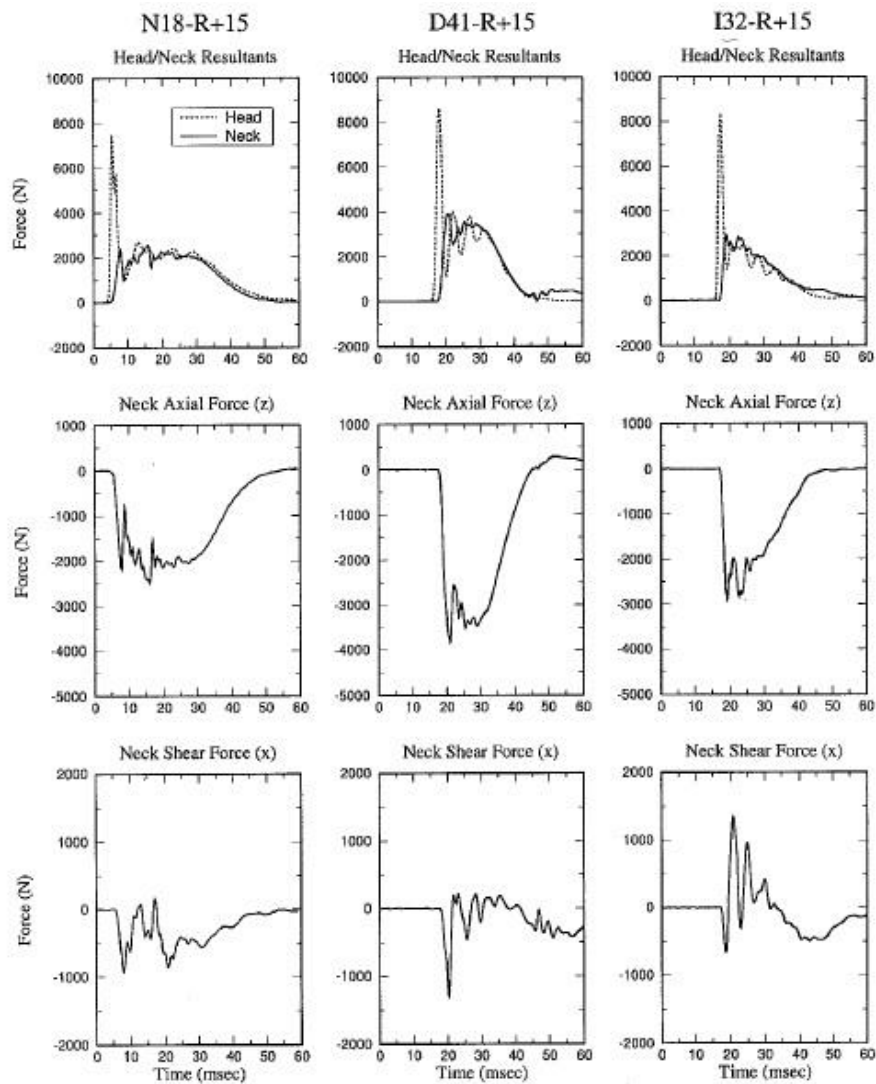


Abbildung 4.5 Zeit-Kraft-Kurven der resultierenden Kopfkraft, resultierenden T1-Kraft, der axialen T1-Kraft und der Scherkraft in der Halswirbelsäule in x-Richtung für die drei Testobjekte N18-R+15, D41-R+15 und I32-R+15

Folgende weitere Angaben sind bei Nightingale et al. [72], [73] bezüglich der Wechselwirkung von Kopf- und T1-Kraft gegeben und können für die Validierung herangezogen werden. Der Anstieg der T1-Kraft ist in Bezug auf die Kopfkraft verzögert. Während die Kopfkraft nach Aufschlagen des Kopfes auf dem Impaktor stark ansteigt und einen ersten Maximalwert erreicht, setzt die T1-Kraft $1,6 \text{ ms} \pm 0,3 \text{ ms}$ später ein. Diese Verzögerung der T1-Kraft zeigt, dass zu Beginn der Belastungsphase Kopf und Halswirbelsäule als mechanisch entkoppelt angesehen werden können. Die Kopfkraft weist ein nahezu bimodales Verhalten auf. Der erste Maximalwert der Kopfkraft wird ausschließlich durch den Aufprall des Kopfes auf den Impaktor verursacht und stellt die erste Belastungsphase dar, welche sich zunächst nicht auf die T1-Kraft auswirkt. Die folgende Phase, während der sich ein Kraftplateau einstellt, ist eine Folge der Belastung des Kopfes und der Halswirbelsäule durch den Stahlkörper und seiner Masse von 16 kg. Diese zweite Phase spiegelt also die Belastung des Kopfes und der Halswirbelsäule wieder. Dabei ist der Rückstoß des Kopfes nach dem Aufprall auf den Impaktor in vertikaler Richtung (-z) für einen signifikanten Teil der Kompressionsbelastung in der Halswirbelsäule verantwortlich.

Zuletzt wurden alle Angaben zu den in den Experimenten aufgetretenen Verletzungen gesammelt, um diese als Validierungsparameter in Betracht ziehen zu können. In Abbildung 4.6 sind alle Verletzungen, die infolge der dynamischen axialen Belastung der Halswirbelsäule bei den drei Testobjekten für die anteriore +15° Konfiguration aufgetreten sind, zu sehen.

N18-R+15	C1 lateral mass fracture, C2 hangman's, C2-3 disc and ALL, C6-7 bilat. facet dislocation
D41-R+15	None
I32-R+15	C5-6 disc, L capsular lig., ALL

Abbildung 4.6 Liste mit allen Verletzungen, die infolge der dynamischen axialen Belastung der Halswirbelsäule bei den drei Testobjekten für die anteriore +15° Konfiguration aufgetreten sind

Bei den Testobjekten N18-R+15 und I32-R+15 wurden Frakturen des C1- und C2-Wirbels, Verletzungen der Bandscheiben (C2-C3 und C5-C6), Schädigungen des Weichgewebes (Ligamentum longitudinale anterius, Kapselband) sowie Dislokationen festgestellt. Das Testobjekt D41-R+15 hingegen blieb unverletzt. In der Referenz wird dieser Umstand damit erklärt, dass der Kopf aufgrund genügend hoher posterior gerichteter Kräfte, die durch die Kontaktoberfläche und der Halswirbelsäule verursacht wurden, in Extension und damit aus dem Lastpfad des Stahlkörpers herausgedrückt wurde und somit eine Verletzung der Halswirbelsäule infolge der Kompressionsbelastung vermieden werden konnte. In der Referenz sind außerdem Angaben über den Zeitpunkt der Verletzung in den Experimenten gegeben. Diese treten für die Testobjekte N18-R+15 und I32-R+15 im Mittel nach jeweils 6,4 ms und 3,9 ms nach Aufprall des Kopfes auf den Impaktor bei einer resultierenden T1-Kraft von jeweils 1895 N und 2612 N auf.

Experimentelle Unsicherheitenanalyse und Definition von Sensitivitätsstudien

Im Rahmen des abschließenden Schritts innerhalb der Analyse der Referenzexperimente wurde der experimentelle Aufbau auf systemimmanente Unsicherheiten untersucht und Sensitivitätsstudien zur Bestimmung des Einflusses dieser definiert.

Evaluierung von Modellbildungsalternativen

Nach Abschluss der Analyse der Experimente wurden mögliche numerische Umsetzungsmöglichkeiten für die gewählte Versuchskonfiguration der verletzungsmechanischen Experimente von Nightingale et al. [72], [73] identifiziert. Durch die Erstellung einer PIRT-Tabelle wurde geschätzt, welchen Einfluss die verschiedenen Modellierungsvarianten auf die Validierungsergebnisse haben und wie hoch deren Abbildungsgenauigkeit im Modell ist. Auf Basis dieser Tabelle wurde dann entschieden, welche Komponenten der Prüfeinrichtung innerhalb der Modellbildung umgesetzt und welche abstrahiert werden.

Numerische Umsetzung der verletzungsmechanischen Experimente: Modellbildung

Im Folgenden wird die Umsetzung der verletzungsmechanischen Experimente in ein numerisches Modell beschrieben. Zur Begründung der gewählten Parameter sei auf die Ergebnisse in 4.3.1 und auf die Diskussion in 4.4.1 verwiesen. Die numerische Validierungsumgebung wurde für das FE Menschmodell THUMS™ Version 4.01 erstellt und bildet mit diesem folglich das Validierungsmodell. Die Modellerstellung erfolgte mit den Softwareprogrammen Hypermesh v13.0 (Altair Engineering GmbH, Böblingen, Deutschland) und LS-PrePost 4.0 (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, U.S.A.). Die Simulationen wurden mit dem FE Solver LS-DYNA R71 (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, U.S.A.) gerechnet.

Die Aufbereitung des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01 erfolgte gemäß den Angaben aus dem Referenzpaper. Dazu wurde es inferior von T1 komplett freigeschnitten. Im Bereich der Halswirbelsäule wurden alle Weichgewebe mit Ausnahme der Bänder entfernt (das Ligamentum Nuchae wurde ebenfalls gelöscht). Entsprechend der Vorgabe aus der Referenz wurde das Modell so positioniert, dass zwischen der Bandscheibe C7-T1 und der Horizontalen ein Winkel von 25° (vgl. Abbildung 4.7) erreicht wurde und das Modell eine anatomisch neutrale Haltung einnahm.

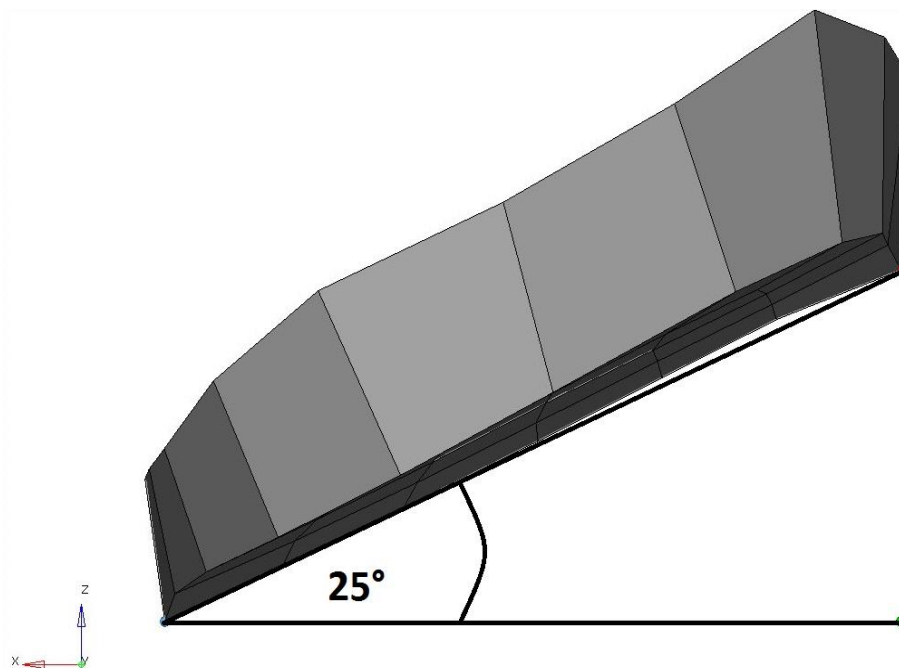


Abbildung 4.7 Winkel, der zwischen der C7T1 Bandscheibe (grau) und der Horizontalen eingestellt wurde

Modellierung des Impaktors, der Einspannung, der Kraftmesszelle (zur Messung der T1-Kraft) und des Stahlkörpers sowie Anbindung der Halswirbelsäule

Nach Analyse und Bewertung der Referenzexperimente (Ergebnisse siehe [4.3.1](#)) wurde die Validierungsumgebung für den anterioren (15°) Anprall erstellt. Dazu wurde ein Winkel von 15° zwischen Impaktor und Horizontalen eingestellt, sodass das Menschmodell anterior des Kopfvertex aufschlägt (vgl. Abbildung 4.8). Der Impaktor (in der Prüfeinrichtung bestehend aus Anprallzylinder, Kraftmesszelle, Gehäuse) wurde auf die Modellierung des Anprallzylinders abstrahiert. Dieser hat entsprechend der Werte aus der Referenz einen Durchmesser von 152,5 mm und eine Höhe von 40 mm und wurde mit Volumenelementen und einem elastischen Material mit für Stahl charakteristischen Kennwerten modelliert. Die Bewegung des Impaktors wurde in allen rotatorischen und translatorischen Freiheitsgraden durch die Definition einer geeigneten Zwangsbedingung unterbunden.

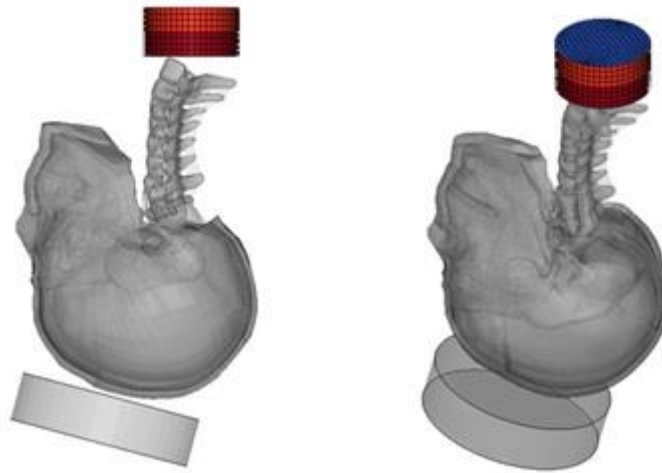


Abbildung 4.8 Modellierung des Aluminiumtopfs (dunkelrot), der Kraftmesszelle (hellrot) sowie des Stahlkörpers (blau)

Der Aluminiumtopf (dunkelrot in Abbildung 4.8) sowie die Kraftmesszelle (hellrot in Abbildung 4.8) wurden als Zylinder mit einem Durchmesser von 80 mm und einer Höhe von jeweils 40 mm, Volumenelementen und elastischen Materialeigenschaften modelliert. Alle Materialkennwerte sind in Tabelle 4.3 zu sehen. Der Stahlkörper mit seiner effektiv einwirkenden Kraft von 16 kg (blau in Abbildung 4.8) wurde auf eine Schale abstrahiert, die die Kraftmesszelle abschließt. Die Dichte wurde so gewählt, dass eine Masse von 16 kg erreicht wurde. Alle Knoten des Aluminiumtopfs wurden durch eine Starrkörperverbindung an ausgewählte Knoten von T1 angebunden. Die Auswahl der Knoten von T1 wurde gemäß der Angaben in der Referenz gewählt und ist in Abbildung 4.9 zu sehen. Während der Aluminiumtopf und die Kraftmesszelle in allen rotatorischen und translatorischen Freiheitsgraden frei beweglich sind, kann sich die Schale, welche die einwirkende Masse repräsentiert, lediglich in vertikaler (z-) Richtung bewegen. Die translatorischen Freiheitsgrade in x- und y-Richtung sowie alle rotatorischen Freiheitsgrade sind unterbunden.

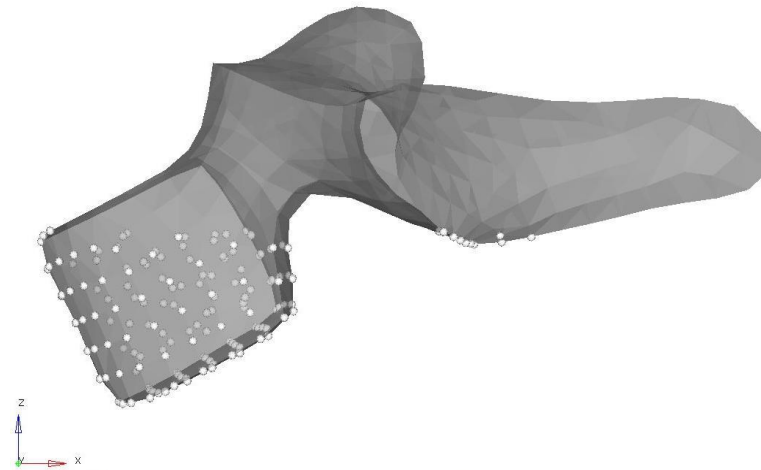


Abbildung 4.9 Knotenauswahl auf dem T1 Wirbel für die starre Anbindung der Halswirbelsäule an den Aluminiumtopf

Tabelle 4.3 Elementwahl und Materialwahl für die modellierten Komponenten der Validierungsumgebung

	Impaktor (Stahlzylinder)	Topf	Kraftmesszelle	Stahlkörper (Masse)
Elementwahl	Volumen- elemente	Volumen- elemente	Volumen- elemente	Schalen- elemente
Materialverhalten	elastisch	elastisch (starr gesetzt)	elastisch	elastisch
Dichte	7,830 kg/m ³	2,700 kg/m ³	7,830 kg/m ³	3,183 kg/m ³
Elastizitätsmodul	208 GPa	70 GPa	208 GPa	208 GPa
Querkontraktionszahl	0,3	0,3	0,3	0,3

Die Kraft, die vom Kopf auf den Stahlzylinder des Impaktors wirkte und in den Experimenten mittels einer dreiaxigen Kraftmesszelle gemessen wurde, wurde durch die Kontaktkraft zwischen Kopf und Impaktor ermittelt. Die auf die Halswirbelsäule wirkende Kraft wurde mittels einer Schnittkraft durch die Kraftmesszelle gemessen.

Folgende sonstige Rand- und Zwangsbedingungen ergaben sich aus der Referenzdokumentation und wurden im Validierungsmodell definiert.

- Zwischen Kopf und Impaktor wurde ein reibungsfreier Kontakt definiert.
- Um eine Durchdringung zwischen Halswirbelsäule und Kinn zu vermeiden, wurde ebenfalls ein reibungsfreier Kontakt definiert.
- Die Anprallgeschwindigkeit wurde durch eine Initialgeschwindigkeit von 3.2 m/s simuliert, wobei sie für alle Knoten des Menschmodells, des Stahlkörpers sowie der Kraftmesszelle definiert wurde.
- Eine Schwerkraft von $N = 9,81 \text{ N/kg}$ wurde für das gesamte System definiert.

Die Simulationszeit betrug 0,02 s. Ein Zeitschritt von $4,44 \cdot 10^{-7} \text{ s}$ wurde definiert. Alle Simulationen wurden auf acht Knoten gerechnet.

4.2.2 Modellvalidierung

Für die Validierung des FE Menschmodells THUMS™ V4.01 wurde das unter 4.2.2 beschriebene und erstellte Validierungsmodell simuliert. Die Aufbereitung der Simulationsergebnisse erfolgte mit dem Softwareprogramm HyperView v13.0 und HyperGraph v13.0 (Altair Engineering GmbH, Böblingen, Deutschland).

Zur Auswertung der Validierungsergebnisse wurden zunächst die kinetische, innere, Hourglass- und Gesamtenergie über die Zeit geplottet, um das numerische Validierungsmodell auf Plausibilität und Korrektheit zu überprüfen. Aus den Verläufen der Energien konnten Rückschlüsse darüber gezogen werden, ob die definierten Rand- und Zwangsbedingungen im numerischen Modell korrekt definiert wurden.

Als Grundlage für den Vergleich von experimentellen und numerischen Ergebnissen dienten die innerhalb der Analyse der Experimente identifizierten Validierungsparameter, die unter 4.3.1 aufgeführt und unter 4.4.1 diskutiert sind. Für die Validierung der Kinematik wurden die Bewegung des Kopfhalswirbelsäulen-Komplexes und das Beugeverhalten der Halswirbelsäule in der Simulation qualitativ mit den Beschreibungen in der Referenzdokumentation verglichen. Für die Validierung der kinetischen Daten wurden die Simulationskurven qualitativ mit den Versuchskurven von Testobjekt D41-R+15 verglichen. Bei der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Validierung stand nicht die Überprüfung der Vorhersagegenauigkeit des Modells im Vordergrund. Vielmehr sollten Erkenntnisse und Maßnahmen für eine Objektivierung des Modellbildungsprozesses gewonnen werden. Dazu wurde in dieser Arbeit die resultierende Kopf- und T1-Kraft zwischen Simulation und Experiment verglichen. Die axiale T1-Kraft und die Scherkraft in der Halswirbelsäule (x-Richtung) wurden nicht berücksichtigt. Die numerischen Kurven der resultierenden Kopf- und T1-Kraft wurden entsprechend der Angabe aus der Referenz mit dem Filter SAE J211 der Klasse 1000 geglättet. Eine quantitative Analyse der Validierungsergebnisse mit einer objektiven Bewertungsmetrik erfolgte zunächst nicht.

4.2.3 Definition einer Sensitivitätsstudie

Verschiedene Parameter des Menschmodells wurden innerhalb einer Sensitivitätsstudie variiert. Diese Maßnahmen zielten entsprechend dem Ziel der Untersuchung nicht darauf ab, das Modell so zu kalibrieren, dass ein valides Verhalten erreicht würde. Es sollte untersucht werden, wo die Grenze zwischen Validierungsumgebung und dem zu validierenden Modell gezogen werden kann. Ziel war es, zu bewerten, in welcher Form das Verhalten des Kopfes in lokaler und globaler Hinsicht die Biomechanik der Halswirbelsäule beeinflusst. Die erfolgten Maßnahmen betrafen ausschließlich den Kopf des Modells. In einem ersten Schritt wurden auf Basis einer Studie aus der Literatur [75] und eigener Studien verschiedene Parameter identifiziert, die einen Einfluss auf das Verhalten des Kopfes und der Halswirbelsäule unter dynamischer axialer Belastung haben. Hierauf wurden diese Parameter auf sinnvolle Art und Weise variiert und ihr Einfluss auf die Validierungsergebnisse durch das Auswerten der resultierenden Kopf- und T1-Kraft bewertet. Folgende Parameter wurden identifiziert.

1. Masse des Kopfes

Camacho et al. [75] untersuchten verschiedene Parameter, die Einfluss auf das Verhalten von Kopf und Halswirbelsäule in dynamischen Anprallszenarien haben. Ein Parameter mit erheblichem Einfluss war die Masse des Kopfes. Diese wurde aufgrund dessen im Rahmen dieser Arbeit auf folgende Weise variiert. Die Masse des Kopfes des THUMS™ Version 4.01 beträgt etwa 3 kg. Bei Dumas et al. [76] wird der Anteil der Kopfmasse in Bezug auf die Gesamtkörpermasse mit 6,7% beziffert. In der DIN Norm 33

402 [77], in der menschliche Maße und ihre Variabilität in Form von anthropometrischen Daten dokumentiert sind, ist die Gesamtkörpermasse eines 50-Perzentil Mannes der ältesten Altersgruppe (61-65 Jahre) mit 81 kg, einer 50-Perzentil Frau mit 70,5 kg angegeben. Basierend auf diesen Daten wurde die Masse des FE Kopfes innerhalb dieser Parameterstudie in Inkrementen von 0,5 kg bis zu einer Masse von 5,5 kg, was aufgerundet 6,7% der Masse eines 50-Perzentil Mannes (81 kg) entspricht, gesteigert. Die zusätzlichen Massen von 0,5 kg, 1,0 kg, 1,5 kg, 2,0 kg und 2,5 kg wurden gleichmäßig durch eine geeignete numerische Definition auf alle Knoten des Gehirns verteilt.

2. Steifigkeit des Schädels und Dicke der Kortikalis

Camacho et al. [75] identifizierten zusätzlich die Steifigkeit des Schädels als Einfluss nehmenden Parameter. In einer weiteren Parameterstudie wurde deshalb der Elastizitätsmodul der äußeren Kortikalis variiert. Im Modell beträgt dieser 15 GPa. In der Literatur wurden allerdings Werte gefunden, die zwischen 10 GPa und 20 GPa variieren [78]–[80]. In zwei zusätzlichen Simulationen wurde der Elastizitätsmodul auf 10 GPa gesenkt, bzw. auf 20 GPa gesteigert. Auch die Dicke der Kortikalis nimmt Einfluss auf die Steifigkeit des Schädels. Im THUMSTM Version 4.01 ist die äußere Kortikalis 1,5 mm dick. In vier weiteren Simulationen wurde die Dicke in Inkrementen von 0,35 mm zwischen 1,2 mm und 1,8 mm variiert. Grundlage für diesen gewählten Bereich waren Studien aus der Literatur [81], [82], in denen die Dicke der Kortikalis vermessen wurde.

3. Modellierung der Schädelnähte

Die Modellierung der Schädelnähte wurde ebenfalls als Einflussparameter identifiziert. Im innerhalb dieser Arbeit validierten FE Menschmodell THUMSTM Version 4.01 ist die Diploe mit Volumenelementen modelliert und innen und außen mit einer Schicht von Schalenelementen bedeckt. Diese Elemente stellen die innere und äußere Kortikalis dar. Für beide Knochenarten ist ein elastoplastisches Materialmodell ohne Versagen definiert. Folglich ist kein Spannungs- oder Dehnungswert implementiert, bei dessen Überschreiten betroffene Elemente aus der Simulation gelöscht würden, um damit das Versagen der Struktur zu simulieren. Die Schädelnähte sind ebenfalls mit Volumenelementen modelliert, welche allerdings nicht durch eine Schicht von Schalenelementen bedeckt sind, wie es für die Diploe der Fall ist. Diesen Elementen ist ebenfalls ein elastoplastisches Materialmodell ohne Versagenskriterium zugewiesen. Tabelle 4.4 listet alle Parameter der Materialmodelle der Kortikalis, Diploe und der Schädelnähte.

Tabelle 4.4 Parameter der Materialmodelle von Kortikalis, Diploe und den Schädelnähten

	Kortikalis	Diploe	Schädelnähte
Elementwahl	Schale	Volumen	Volumen
Materialmodell	Elastoplastisch	Elastoplastisch	Elastoplastisch
Versagen	nein	nein	nein
Dichte [ton/mm³]	2,120	1,000	2,120
Elastizitätsmodul [MPa]	14900	1090	12800
Querkontraktionszahl [-]	0,22	0,22	0,3
Fließspannung [MPa]	95,88	4,794	12,4

Um den Einfluss der Modellierung der Schädelnähte auf die Ergebnisse zu evaluieren, wurden in einer Berechnungsvariante alle Schädelnähte geschlossen. Dazu wurden die Volumenelemente mit dem Materialmodell der Diploe versehen und mit Schalenelementen bedeckt, die die gleichen Eigenschaften

wie die Kortikalis des Schädels innehaben. In Abbildung 4.10 und Abbildung 4.11 ist das FE-Schädelmodell mit und ohne geschlossenen Schädelnähten zu sehen.

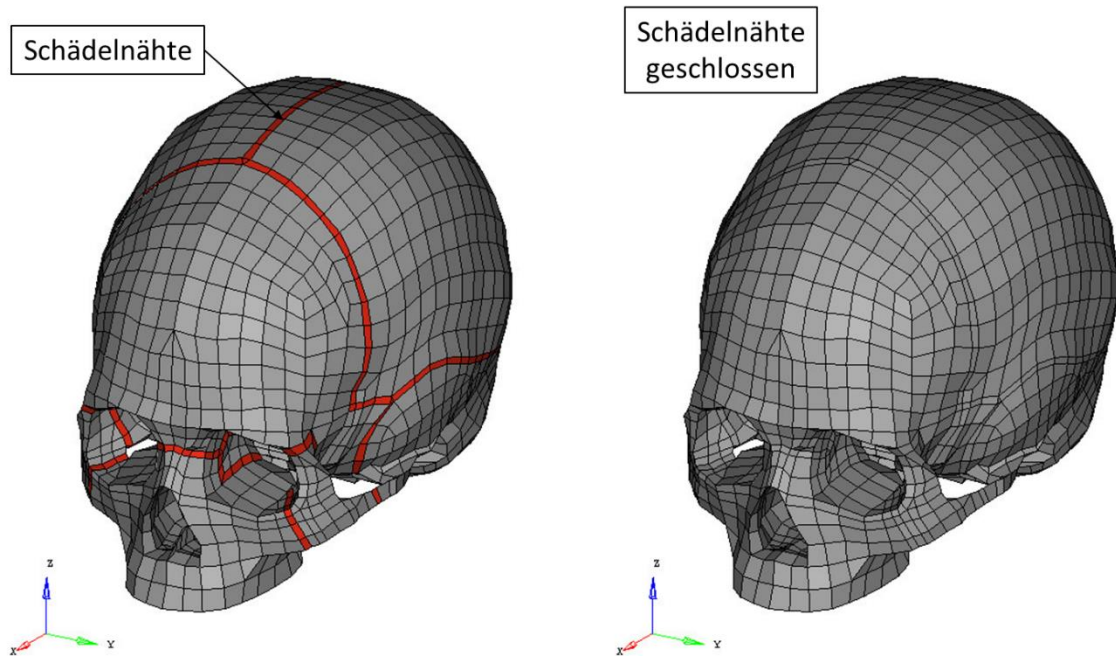


Abbildung 4.10 Schädelknochen des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01 mit modellierten Schädelnähten in Rot (links) und ohne modellierte Schädelnähten (rechts)

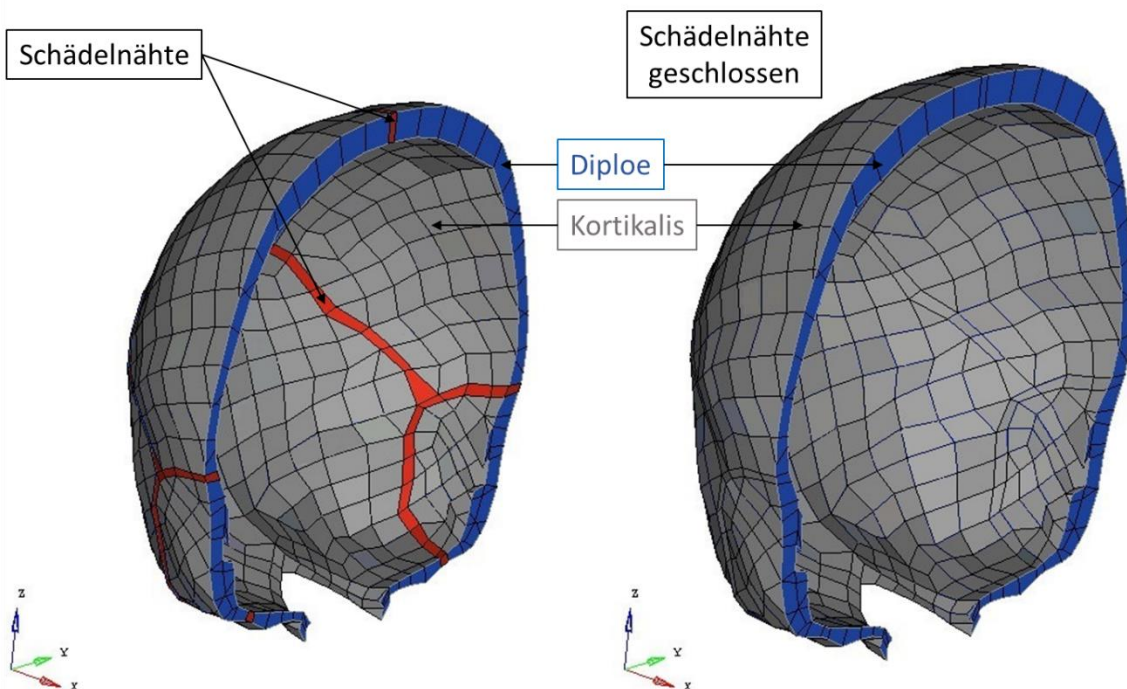


Abbildung 4.11 koronaler Schnitt durch den Schädel des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01 vor und nach der Modellkalibrierung: die Schalenelemente der Kortikalis (grau) bedecken die Diploe (blau). In Rot sind die Schädelnähte abgebildet.

4. Versagensmodellierung der Diploe

Wie bereits aufgeführt, ist die Diploe im Menschmodell THUMS™ Version 4.01 mit Volumenelementen und einem elastoplastischen Material ohne Versagenskriterium modelliert. Folglich ist kein Grenzwert für die Spannung oder Dehnung definiert, bei dessen Überschreiten betroffene Elemente aus der Simulation gelöscht würden, um damit ein Versagen der Struktur zu simulieren. Um den Einfluss des Versagens der Diploe auf die Ergebnisse zu evaluieren, wurde ein Versagenskriterium dieser Materialdefinition hinzugefügt. Dazu wurde ein Dehnungswert definiert, bei dessen Überschreiten das betroffene Element aus der Simulation gelöscht wurde. Da keine verlässlichen Literaturangaben zur Höhe dieser Bruchdehnung gefunden werden konnten, wurde dieser ebenfalls in einer Parameterstudie skaliert. Innerhalb der Studie wurde der Grenzwert für die Bruchdehnung zwischen 0,45 und 0,65 in Inkrementen von 0,1 variiert.

5. Modellierung der Weichgewebe

Die äußeren Weichgewebe am Kopf des THUMS™ Version 4.01 (vgl. Abbildung 4.12) repräsentieren den menschlichen Skalp. Dieser ist durch eine Schicht von Volumenelementen mit einem hyperelastischen Material modelliert, dessen biomechanisches Verhalten durch eine einzelne Spannung-Dehnungs-Kurve charakterisiert wird. Die Volumenelemente werden durch eine Schicht von Schalenelementen bedeckt, die lediglich dem Zweck der Stabilisierung des Modells dienen und idealerweise keinen Einfluss auf das biomechanische Verhalten haben.

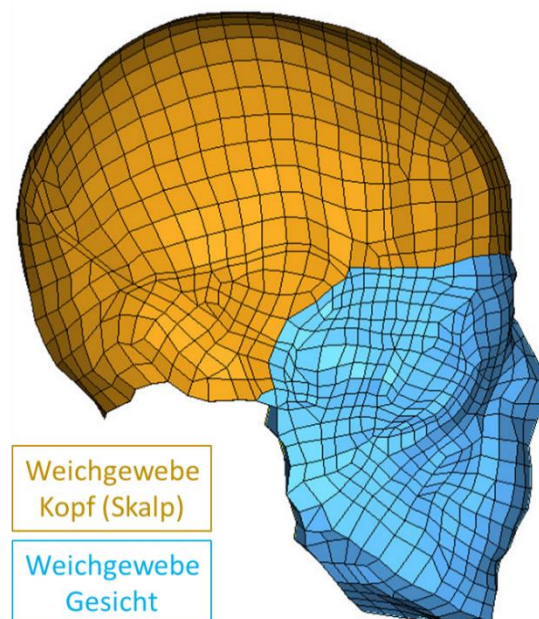


Abbildung 4.12 Äußere Weichgewebe am Kopf (gelb) und im Gesicht (hellblau) des THUMS™ Version 4.01. Die Kalibrierungsmaßnahmen betrafen lediglich den Skalp des Modells.

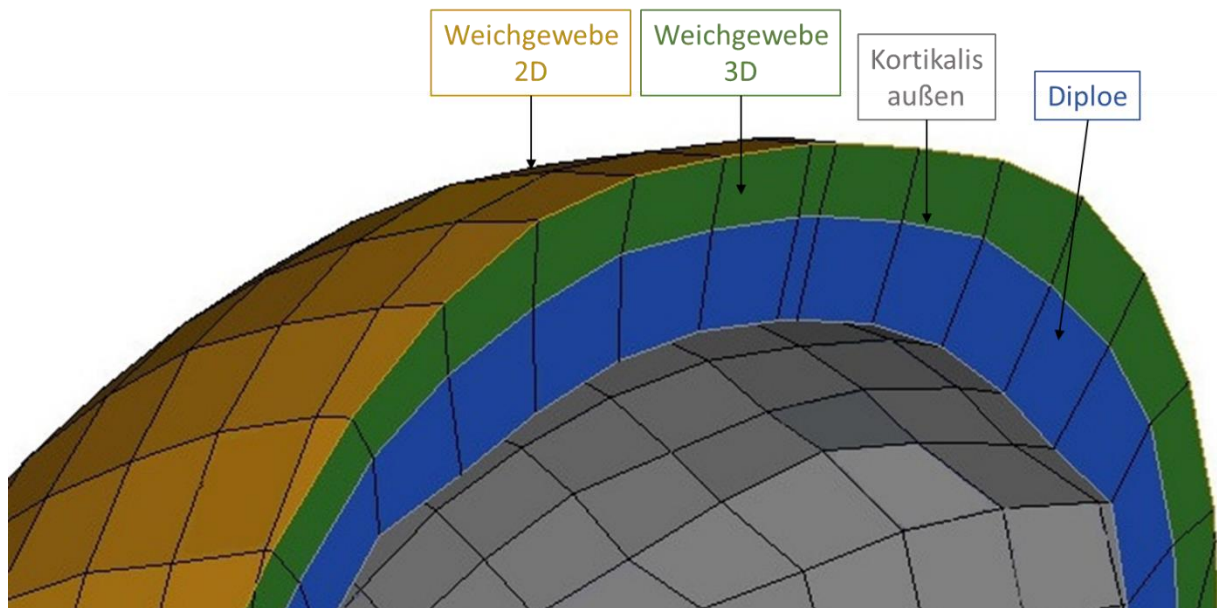


Abbildung 4.13 Modellierung der äußeren Weichgewebe am THUMS™ Version 4.01: eine Schicht von Volumenelementen (grün) charakterisiert das biomechanische Verhalten des Skalps; eine Schicht aus Schalelementen (gelb) dient dem Zweck der Stabilisierung des Modells.

Biologische Weichgewebe weisen ein komplexes Materialverhalten auf, welches durch Nichtlinearität und Dehnratenabhängigkeit charakterisiert ist. Das im THUMS™ Version 4.01 für den Skalp implementierte Materialmodell bildet diese Merkmale nicht ab. Für die Simulation dynamischer Belastungen dieses Gewebes sollte daher ein Materialmodell verwendet werden, das das korrekte Materialverhalten für einen breiten Bereich an Dehnraten abbilden kann. Aus diesem Grund sollte untersucht werden, welchen Einfluss die Materialmodellierung des Skalps auf die resultierende Kopf- und T1-Kraft habe. Dazu wurde den Volumenelementen des Skalps ein von Lanzl [83] entwickeltes Materialmodell zugewiesen. Diese hyperelastische und dehnratenabhängige Materialbeschreibung wurde für die Charakterisierung von Haut unter dynamischer Kompressionsbelastung entwickelt und gegen experimentelle Daten validiert. Uniaxiale Spannung-Dehnungskurven für diskrete Dehnraten sind Eingangsparameter für das Materialmodell. Für weitere Information sei auf [83] verwiesen.

Bei dem von Lanzl [83] entwickelten Materialmodell handelt es sich um die mathematische Charakterisierung der Eigenschaften von Hautgewebe. Im THUMS™ Version 4.01 sollte das Material allerdings das biomechanische Verhalten des Skalps, eines Gewebeverbunds bestehend aus Kopfhaut, Subkutis und Sehnenhaube, charakterisieren. Für das Verhalten des Skalps wurde angenommen, dass es sich qualitativ durch die gleichen Materialeigenschaften wie die Haut, eben durch Nichtlinearität und Dehnratenabhängigkeit, auszeichnet. Allerdings könnte sich der Skalp weicher als die isolierte Haut verhalten. Studien zum biomechanischen Verhalten des Skalps im Vergleich zu dem der Haut konnten nicht gefunden werden. Aus diesem Grund wurde eine im Rahmen einer Diplomarbeit in der Arbeitsgruppe für Biomechanik am Institut für Rechtsmedizin, München, entwickelten Parameterstudie mit verschiedenen Skalierungsfaktoren unternommen. Dazu wurden die Spannung-Dehnungskurven der Materialbeschreibung von Lanzl [83] mit den Faktoren 1, 0,1, 0,01 und 0,001 skaliert.

4.3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Systematik zur Modellbildung, der Validierung des Menschmodells THUMS™ Version 4.01 sowie der Sensitivitätsstudie beschrieben.

4.3.1 Analyse der Experimente und Modellbildungsalternativen

Definition der Validierungsziele

Folgende Validierungsziele wurden definiert. Die zervikale Halswirbelsäule des THUMS™ Version 4.01 sollte unter dynamischer axialer Belastung validiert werden. Dazu sollte die Vorhersagegenauigkeit der Halswirbelsäule in Bezug auf seine Kinematik und Kinetik, und, soweit möglich, auch in Bezug auf die auftretenden Verletzungen bestimmt werden. Inwiefern eine Validierung der Verletzungen bei der Abbildungsgenauigkeit des Modells möglich ist, wurde im Rahmen der Diskussion zur Auswahl der Validierungsparameter entschieden.

Auswahl einer geeigneten Versuchskonfiguration

In Tabelle 4.1 ist die Matrix aller in der Referenz durchgeführten Versuchskonfigurationen abgebildet. Sowohl für den starren als auch für den gepolsterten Anprall wurde der Winkel der Anprallfläche des Impaktors von -15° bis $+30^\circ$ in Inkrementen von 15° variiert. Alle Konfigurationen wurden im Rahmen dieser Arbeit auf ihre Eignung als Validierungsgrundlage in Bezug auf ihre biomechanische Relevanz, auf ihre Abbildbarkeit in einem numerischen Modell und auf Probleme für die numerische Modellbildung und die Validierung infolge von möglichen Bifurkationen geprüft. Das Ergebnis dieser Analyse wird im Folgenden dargelegt.

Alle gepolsterten Konfigurationen wurden für eine Validierung der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung als nicht geeignet eingestuft, da die Informationen, die über die Beschaffenheit und das mechanische Verhalten des Schaums in der Referenz zu finden sind, für eine Überführung des Materials in ein numerisches Modell nicht ausreichend sind. Es konnte folglich nicht sichergestellt werden, ob das numerische Modell des Schaummaterials den Aufschlag des Kopfs auf realistische Art und Weise dämpft.

Zur Auswahl eines für die Validierung geeigneten Winkels des Impaktors zur Horizontalen wurden alle starren Versuchskonfigurationen in Bezug auf biomechanische Relevanz, Anzahl der Referenzexperimente und der auftretenden Verletzungen verglichen und evaluiert. Wie aus Abbildung 4.3 zu erkennen ist, wurde für einen Winkel von 30° zur Horizontalen (anterioren Anprall) lediglich ein Versuch unternommen. Diese Konfiguration wurde folglich als nicht geeignet angesehen, da gerade bei verletzungsmechanischen Versuchen mit postmortalen Testobjekten eine hohe Streuung der Versuchsergebnisse zu erwarten ist und eine einzige Vergleichskurve für eine Validierung des numerischen Modells als ungenügend erachtet wurde. Für alle anderen Winkelkonfigurationen wurden drei Versuche pro Winkel durchgeführt. Bei allen Versuchskonfigurationen mit einem posterioren Anprall (-15°) wurde eine Flexion des Kopfs beobachtet. Der Kopf bewegte sich nach dem Aufschlag in anteriorer Richtung. Der Kopf bewegte sich dadurch aus dem Lastpfad heraus, der durch das Einwirken der Masse des Stahlkörpers auf die Halswirbelsäule entstand und entlang der Halswirbelsäule zum Kopf hin verlief. Die Halswirbelsäule wurde folglich nicht zwischen Kopf und Stahlkörper komprimiert, weshalb keine Verletzungen in der Halswirbelsäule aufgetreten sind, wie in Abbildung 4.3 dokumentiert ist. Die biomechanische Relevanz dieser Konfiguration für eine Validierung der Halswirbelsäule unter Kom-

pressionsbelastung auf verletzungsrelevantem Niveau war also nicht gegeben, weshalb sie als mögliche Referenzkonfiguration ausgeschlossen wurde. Bei der Versuchskonfiguration von 0° schlug der Kopf an seinem höchsten Punkt, dem Vertex, auf den Impaktor auf. Dieser Punkt stellte damit den Umkehrpunkt dar, an dem der Kopf entweder in Flexion, wie es beim posterioren -15° Anprall zu beobachten war, oder in Extension, wie beim anterioren Anprall (15° und 30°), geschoben wurde. In Abbildung 4.3 ist dieser Umkehrpunkt auch dadurch bestätigt, dass bei den Versuchen, bei denen der Kopf am Vertex belastet wurde, zwei unterschiedliche Kopfk kinematiken beobachtet wurden. Der Kopf der Testobjekte N22-R+0 und N26-R+0 bewegte sich in Extension, während der Kopf von Testobjekt N24-R+0 sich beugte. Aufgrund der Möglichkeit einer Bifurkation und einer folglich nicht eindeutigen Kinematik bei der 0° Konfiguration wurde diese als Validierungsgrundlage der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung ausgeschlossen. Für die anteriore Konfiguration mit einem Winkel von 15° wurden drei Versuche durchgeführt, welche alle in einer eindeutigen Kinematik endeten. Der Kopf translatierte posterior, begab sich in Extension, wodurch die Halswirbelsäule zwischen Kopf und Stahlkörper komprimiert wurde. Diese Versuchskonfiguration wurde deshalb für die Validierung der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung als geeignet bewertet und als Basis für alle weiteren Schritte im Modellbildungsprozess ausgewählt. Die gewählte Versuchskonfiguration wurde auf ihre vollständige numerische Abbildbarkeit evaluiert und dazu die Vollständigkeit der für die Modellierung der Validierungsumgebung notwendigen Daten überprüft.

Tabelle 4.5 listet alle Informationen aus den Veröffentlichungen von Nightingale [72], [73], die für die Modellbildung der verletzungsmechanischen Experimente mit der FEM relevant und nötig sind. Sie bewertet diese außerdem in Bezug auf ihre Überführbarkeit in ein numerisches Modell.

Tabelle 4.5 Liste mit für die numerische Umsetzung der Referenzexperimente von Nightingale et al. [72], [73] notwendigen Komponenten der experimentellen Prüfeinrichtung, mögliche numerische Abbildungsvarianten und Bewertung ihrer Abbildbarkeit

Komponente der experimentellen Prüfeinrichtung	Mögliche numerische Abbildungsvarianten	Abbildbarkeit
Impaktor	Modellierung mittels Volumen- oder Schalenelementen; mehrere Abstraktionsmöglichkeiten (siehe unten)	gegeben
Datenerfassung Kopfkraft	Mittels Schnittkraft bei Modellierung der Kraftmesszelle oder mittels Kontaktkraft	gegeben
Stahlkörper (einwirkende Masse)	Modellierung als Punktmasse, Schale oder mit Volumenelementen möglich; Dimensionen und Position relativ zur Kraftmesszelle nicht gegeben	gegeben
Sechssachsige Kraftmesszelle zur Erfassung der T1-Kraft	Modellierung und Abstraktion möglich	gegeben
Aluminiumtopf	Modellierung und Abstraktion möglich	gegeben
Anbindung der Halswirbelsäule	Mittels Starrkörperverbindungen	gegeben
Anprallgeschwindigkeit	Definition einer Initialgeschwindigkeit von 3,2 m/s	gegeben
Aufbereitung (Freischneiden) der Testobjekte	Alle nötigen Informationen in Referenzdokumentation gegeben und unter 4.1 beschrieben	gegeben
Positionierung der Testobjekte	Alle nötigen Informationen in Referenzdokumentation gegeben (25°-Winkel zwischen C7T1 und der Horizontalen, anatomisch neutrale Position der HWS)	gegeben

Identifizierung und Auswahl geeigneter Validierungsparameter

Unter Berücksichtigung des beabsichtigten Verwendungszwecks und der Abbildungsgenauigkeit des zu validierenden Modells THUMS™ Version 4.01 wurden alle in den Experimenten erhobenen Messgrößen als Validierungsparameter in Erwägung gezogen und schließlich diejenigen Parameter ausgewählt, die für die Validierung des Modells als geeignet bewertet wurden.

Quantitative Parameter für die Validierung der Kinematik konnten in der Referenzdokumentation nicht identifiziert werden. Deshalb wurde die qualitative Beschreibung der Bewegung des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes sowie das Beugeverhalten der Halswirbelsäule (unter [4.2.1](#) nachzulesen) als Validierungsgrundlage identifiziert. Für die Validierung war folglich zu überprüfen, ob sich der Kopf-Halswirbelsäulen-Komplex bezüglich seiner Bewegung und die Halswirbelsäule in Bezug auf ihr Beugeverhalten in der Simulation vergleichbar wie in den Experimenten verhielten.

Alle unter [4.2.1](#) identifizierten kinetischen Validierungsparameter wurden anhand einer PIRT Tabelle auf ihre Eignung bezüglich der Relevanz für den Validierungszweck sowie ihrer Konfidenz im Modell bewertet. In Tabelle 4.6 ist das Ergebnis dieser Klassifizierung zu sehen.

Tabelle 4.6 PIRT Tabelle zur Klassifizierung von Validierungsparametern

Nr.	Validierungsparameter	Relevanz	Niveau der Konfidenz im Modell
1	Resultierende Kopfkraft	hoch	hoch
2	Resultierende T1-Kraft	hoch	hoch
3	Axiale T1-Kraft	hoch	hoch
4	Scherkraft in der Halswirbelsäule (x-Richtung)	hoch	hoch
5	Maximalwerte der T1-Momente	mittel	gering

Alle erhobenen Kräfte wurden für die Validierung als äußerst relevant eingestuft und mit einer hohen Konfidenz im Modell bewertet. Sie könnten deshalb als Validierungsparameter herangezogen werden. Die Maximalwerte der T1-Momente sind als Validierungsparameter nicht geeignet, da für eine Bestimmung der Momente in der Simulation eine genaue Beschreibung der Lage des Schwerpunkts der Kraftmesszelle relativ zum ersten thorakalen Wirbel nötig wäre. Da diese nicht weiter dokumentiert ist, wurde die Konfidenz im Modell mit gering bewertet und die Momente nicht als Validierungsparameter verwendet.

Als ein weiterer Bestandteil für die kinetische Validierung wurde die unter [4.2.1](#) qualitativ beschriebene Wechselwirkung zwischen der Kopf- und der T1-Kraft identifiziert. Dazu sollte diese zwischen Simulation und Experimenten verglichen werden.

Als mögliche Validierungsparameter in Bezug auf die in den Experimenten aufgetretenen Verletzungen wurde der Zeitpunkt der ersten in den Experimenten auftretenden Verletzung sowie die Höhe der resultierenden T1-Kraft identifiziert. Die Verwendung der in den Referenzexperimenten auftretenden Verletzungen als Validierungsparameter war mit Vorsicht anzugehen, da die Abbildungsgenauigkeit des Modells, vor allem dessen Verletzungsprädiktion, hier eine große Rolle spielt. Die Möglichkeit der Validierung des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01 anhand der Überprüfung von auftretenden Verletzungen soll aufgrund der Komplexität in der Diskussion weiter ausgeführt werden.

Experimentelle Unsicherheitenanalyse und Definition von Sensitivitätsstudien

Im Rahmen einer Unsicherheitenanalyse wurde untersucht, ob der experimentelle Versuchsaufbau von Nightingale et al. [72], [73] systemimmanente Unsicherheiten enthielt, deren Einfluss auf die Validierungsergebnisse mittels Sensitivitätsstudien näher untersucht werden müsste. Folgende Unsicherheiten wurden identifiziert:

1. Die genaue Position der Kraftmesszelle zur Erfassung der T1-Kräfte und -momente in Relation zum ersten freien Wirbelgelenk (C7-T1) ist nicht näher spezifiziert. In den Referenzen von Nightingale et al. [72], [73] wurde diese Position durch die Strecken A und B näher beschrieben (vgl. Abbildung 4.14). Werte für diese Strecken wurden allerdings nicht gegeben. Diese Strecken wurden nur dann als relevant eingestuft, wenn Momente innerhalb der Validierung ausgewertet würden. Da dies nicht der Fall war (vgl. 4.3.1), wurde keine Sensitivitätsstudie definiert.

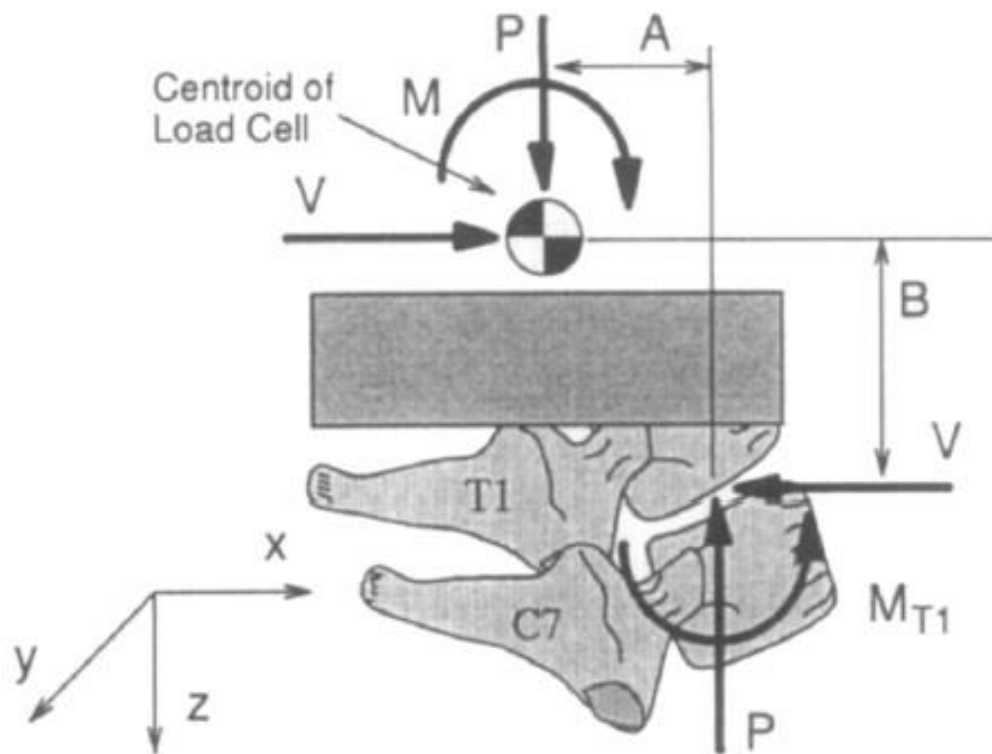


Abbildung 4.14 Freikörperdiagramm aller Reaktionskräfte und Momente an der Kraftmesszelle zur Erfassung der T1-Kraft

2. Die Position des Stahlkörpers mit der Masse 16 kg in Relation zum Schwerpunkt der Kraftmesszelle wurde ebenfalls nicht näher spezifiziert. Bei der experimentellen Prüfeinrichtung handelte es sich um einen geführten Fallturm, für den nur eine translatorische Bewegung in z-Richtung möglich war. Die Kraftmesszelle war starr mit dem Stahlkörper verbunden. Folglich hatte die Position des Stahlkörpers relativ zur Kraftmesszelle keinen Einfluss auf die Ergebnisse. Eine Sensitivitätsstudie wäre folglich nicht nötig.
3. Die Lage der Kraftmesszelle relativ zum Aufschlagpunkt des Kopfs auf den Impaktor wurde ebenfalls nicht dokumentiert. Diese Position ist von der Anthropometrie und der Positionierung des Testobjekts abhängig. Eine Sensitivitätsstudie mit verschiedenen Positionierungen des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes müsste folglich unternommen werden, um den Einfluss

der Lage der Kraftmesszelle relativ zum Aufschlagpunkt des Kopfs und somit den Einfluss der Anthropometrie der Testobjekte auf die Validierungsergebnisse zu untersuchen.

4. In der Referenz wurde die Anprallfläche als geschmierte, reibungsfreie Kontaktfläche beschrieben. Ein idealer reibungsfreier Zustand ist allerdings nicht realistisch. In der Literatur konnten keine Reibwerte für die Interaktion zwischen Teflon und Haut gefunden werden. Deshalb wurde die Höhe des Reibwerts als Unsicherheit identifiziert. Der Einfluss des Reibwerts auf die Validierungsergebnisse müsste durch eine Sensitivitätsstudie untersucht werden. Im Rahmen dieser Studie sollten die Koeffizienten der Haft- und Gleitreibung in der Definition des Kontakts zwischen Kopf und Impaktor zwischen 0 und 0,5 variiert werden.

Evaluierung von Modellbildungsalternativen

Verschiedene Möglichkeiten, die gewählte Versuchskonfiguration der verletzungsmechanischen Experimente von Nightingale et al. [72], [73] in ihr numerisches Abbild zu überführen, wurden identifiziert. Mittels einer PIRT Tabelle wurde geprüft, welche Komponenten der Prüfeinrichtung innerhalb der Modellbildung umgesetzt und welche abstrahiert werden konnten. Folgende für eine Abstraktion relevante Komponenten wurden ermittelt: die Modellierung des Impaktors (Gehäuse, dreiaxige Kraftmesszelle und Stahlzylinder), des Aluminiumtopfs, der sechsaхsigen Kraftmesszelle zur Erfassung der Kraft auf T1, des Stahlkörpers der Masse $m=16$ kg sowie die Art der Referenzdatenerhebung. Tabelle 4.7 listet und klassifiziert alle Modellierungsvarianten bezüglich ihres Einflusses auf die Validierungsergebnisse und der Abbildungsgenauigkeit im Modell.

Tabelle 4.7 PIRT Tabelle für Nightingale et al. [72], [73] zur Klassifizierung der Modellkomponenten

Nr.	Parameter	Einfluss auf Validierungsergebnisse	Niveau der Konfidenz im Modell
1a	Modellierung des Impaktors: Abbildung des Stahlzylinders, der Kraftmesszelle und des Gehäuses	gering	mittel
1b	Modellierung des Impaktors: Abbildung des Stahlzylinders und der Kraftmesszelle; Abstraktion des Gehäuses	gering	hoch
1c	Modellierung des Impaktors: Abbildung des Stahlzylinders; Abstraktion der Kraftmesszelle und des Gehäuses	gering	hoch
2a	Art der Referenzdatenerhebung (Kopfkraft): Schnittkraft in Kraftmesszelle	gering	hoch
2b	Art der Referenzdatenerhebung (Kopfkraft): Kontaktkraft	gering	hoch
3a	Modellierung der Aluminiumtöpfe, der Kraftmesszelle und der einwirkenden Masse: Abstraktion aller Komponenten zu einer Punktmasse, die mittels einer Starrkörperdefinition angebunden ist	mittel	mittel
3b	Modellierung der Aluminiumtöpfe, der Kraftmesszelle und der einwirkenden Masse: Abstraktion der einwirkenden Masse als Schale, Modellierung der Kraftmesszelle und der Töpfe; Anbindung mittels Starrkörperdefinition	gering	hoch
4a	Art der Referenzdatenerhebung (T1-Kraft): Schnittkraft in Kraftmesszelle	gering	hoch
4b	Art der Referenzdatenerhebung (T1-Kraft): Schnittkraft in T1-Wirbel	mittel	mittel

Im Folgenden soll die Bewertung der Modellkomponenten näher erläutert werden.

1. Modellierung des Impaktors

Drei Varianten für die Modellierung des Impaktors wurden überprüft und sind in Abbildung 4.15 zu sehen. Variante A beinhaltet die Modellierung des Gehäuses, der Kraftmesszelle und des Stahlzylinders, für Variante B würde auf die Modellierung des Gehäuses verzichtet und bei Variante C zusätzlich auf die Abbildung der Kraftmesszelle. Der Abstrahierungsgrad hat folglich Einfluss auf die Art und Weise der Referenzdatenerhebung. Während bei Variante A und B die Kopfkraft mittels einer Schnittkraft durch die Kraftmesszelle erfolgen würde (rote Linie), müsste bei Variante C die Kontaktkraft ermittelt werden. Für alle drei Varianten ist ein geringer Einfluss auf die Validierungsergebnisse zu erwarten. Die Abbildungsgenauigkeit für die Varianten B und C wurde als hoch eingestuft, während die für Variante A als mittel bewertet wurde. Der Grund dafür liegt darin, dass die Dimensionen des Gehäuses nicht gegeben waren und durch das Gelenk zwischen Gehäuse und Kraftmesszelle Unsicherheiten ins System eingetragen werden können.

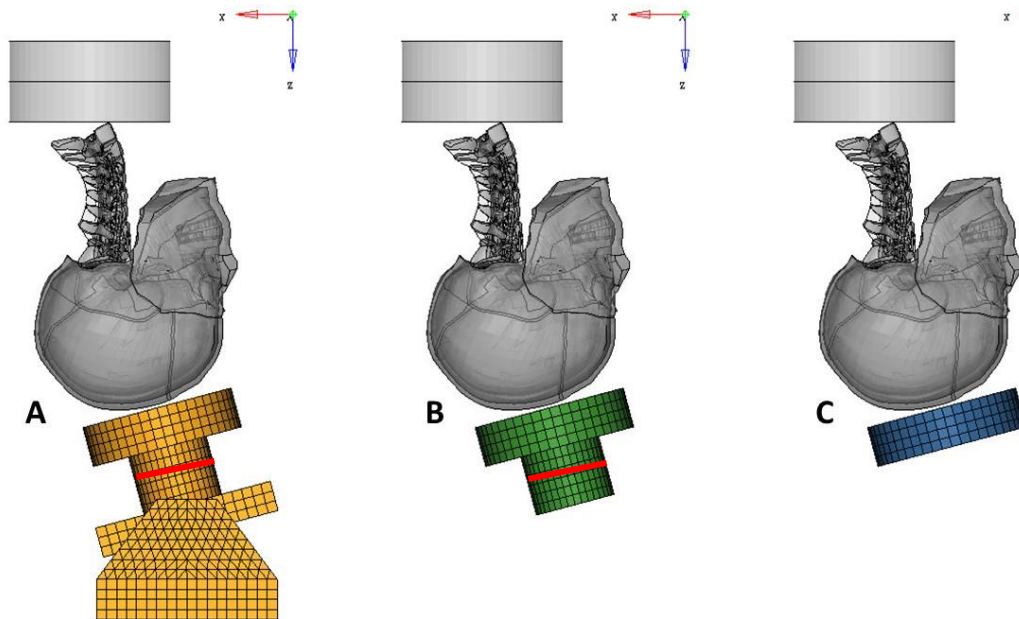


Abbildung 4.15 Modellierungsvarianten für den Impaktor: Für Variante A beinhaltet die Modellierung des Gehäuses, der Kraftmesszelle und des Stahlzylinders, für Variante B würde auf die Modellierung des Gehäuses verzichtet und bei Variante C zusätzlich auf die Abbildung der Kraftmesszelle.

Für die Abbildung des Experiments wurde Variante C gewählt, da durch die zusätzliche Modellierung von Kraftmesszelle und Gehäuse kein entscheidender Vorteil erkennbar war und somit die zusätzlich entstehende Rechenzeit vermieden werden konnte.

2. Referenzdatenerhebung der Kopfkraft

Die Art und Weise der Referenzdatenerhebung der Kopfkraft ging stark mit der Modellierung des Impaktors einher, wie bereits ausgeführt. Zwei Varianten für die Erhebung der Kopfkraft wurden identifiziert, die Ermittlung der Kraft durch eine Schnittkraft durch die Kraftmesszelle, oder durch die Kontaktkraft zwischen Stahlzylinder und Kopf. Beides wurde mit einem geringen Einfluss auf die Validierungsergebnisse und einer hohen Konfidenz im Modell bewertet. Da der Impaktor auf die Modellierung des Stahlzylinders abstrahiert wurde, wurde die Kopfkraft im numerischen Modell als Kontaktkraft zwischen Kopf und Impaktor ermittelt.

3. Modellierung der Aluminiumtöpfe, Kraftmesszelle und einwirkenden Masse

Für die Modellierung der Aluminiumtöpfe, der Kraftmesszelle und des Stahlkörpers der Masse $m=16\text{ kg}$ sowie für die Anbindung der Halswirbelsäule an die Prüfeinrichtung wurden zwei Varianten geprüft. Die Abstraktion aller Komponenten zu einer Punktmasse von 16 kg hätte die Folge, dass die T1-Kräfte mittels einer Schnittkraft durch den T1 Wirbel zu erheben wären. Bei einer Modellierung aller Komponenten, bei der lediglich der Stahlkörper als Schale mit einer Masse von 16 kg angenähert wäre, würden die T1-Kräfte mittels einer Schnittkraft in der Kraftmesszelle ermittelt werden. Für beide Varianten würde die Halswirbelsäule über eine Starrkörperverbindung an die Prüfeinrichtung angebunden. Abbildung 4.16 zeigt beide Modellierungsvarianten. Für Variante B wurde der Einfluss auf die Validierungsergebnisse als gering, die Abbildungsgenauigkeit als hoch bewertet. Für Variante A wurden beide

Kriterien mit mittel eingestuft. Die T1-Kräfte wären hier als Schnittkraft durch das zu validierende Gewebe zu erheben, was zum einen nur dann möglich wäre, wenn der T1 Wirbel nicht, wie in manchen verfügbaren FE Menschmodellen üblich, als Starrkörper, sondern als deformierbare Struktur modelliert wäre. Zum anderen könnte die Kraft beeinflusst werden, wenn genau die Elemente versagen, welche für die Kraftermittlung relevant sind.

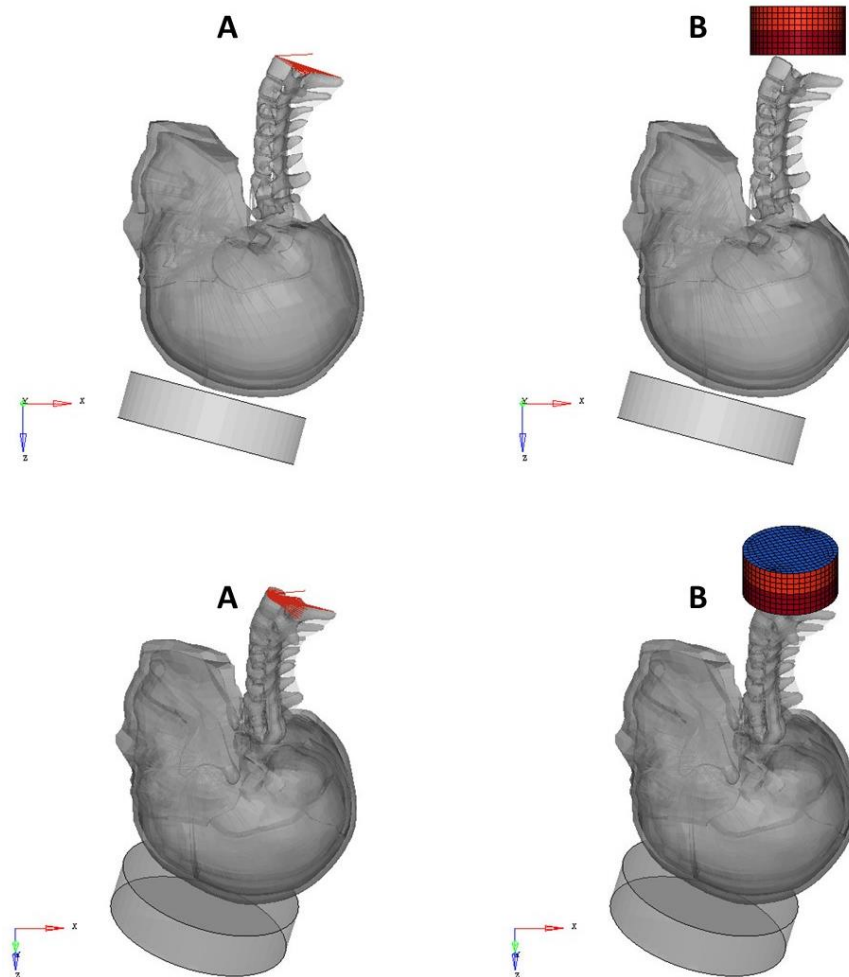


Abbildung 4.16 Modellierungsvarianten für den Aluminiumtopf, die Kraftmesszelle und den Stahlkörper: Für Variante A würden alle drei Komponenten zu einer Punktmasse abstrahiert, in Variante B würden Aluminiumtopf und Kraftmesszelle (hellrot) modelliert, der Stahlkörper zu einer Schale der Masse $m=16$ kg abstrahiert. In beiden Varianten wäre die Halswirbelsäule über eine Starrkörperverbindung mit der Prüfeinrichtung verbunden.

Variante B wurde für die numerische Umsetzung der Prüfeinrichtung gewählt.

4. Referenzdatenerhebung der T1-Kräfte

Die Art und Weise der Ermittlung der T1-Kräfte ist direkt abhängig von der Modellierung des Aluminiumtopfes, der Kraftmesszelle und des Stahlkörpers. Zwei Abbildungsmöglichkeiten wurden identifiziert, die Erhebung der Kräfte als Schnittkräfte entweder in der Kraftmesszelle oder im T1 Wirbel. Letzteres wurde, wie oben bereits argumentiert, bezüglich des Einflusses auf die Validierungsergebnisse und der Konfidenz im Modell mit mittel eingestuft. Deshalb wurde für die Abbildung des Experiments die erste genannte Alternative gewählt.

4.3.2 Validierungsergebnisse

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die gewählte Versuchskonfiguration der verletzungsmechanischen Versuche von Nightingale et al. [72], [73] so aufbereitet werden, dass sie als Grundlage für die Validierung des FE Menschmodells THUMSTM Version 4.01 dienen konnten. Im Folgenden sind die Validierungsergebnisse dargelegt.

Energien

Als erster Schritt in der Auswertung der Validierungsergebnisse war die Überprüfung der Energien im Gesamtsystem. Aus kinetischer, innerer, Hourglass- und Gesamtenergie sollten Rückschlüsse darüber gezogen werden, ob die definierten Rand- und Zwangsbedingungen im numerischen Modell korrekt definiert wurden. In Abbildung 4.17 ist der Verlauf dieser Energien zu sehen. Die kinetische Energie betrug zu Beginn der Simulation etwa 110 mJ, was bei einer bewegten Masse des Systems von ca. 23 kg (16 kg des Stahlkörpers + Masse Halswirbelsäule + Masse Kopf) und einer Initialgeschwindigkeit von 3,2 m/s gemäß $E_{kin}=0,5*m*v^2$ plausibel erscheint. Nach Aufschlagen des Kopfs auf den Impaktor wurde das Gesamtsystem stark verzögert, was in einer Geschwindigkeitsreduzierung resultierte und sich folglich auch in der Abnahme der kinetischen Energie widerspiegelte. Die innere Energie war null zu Beginn der Simulation und stieg mit Abnahme der kinetischen Energie an. Gemäß dem Energieerhaltungsgesetz, nach dem die Summe aller Energien in einem System über die Zeit konstant bleibt, bildet die Summe der inneren, kinetischen und Hourglassenergie die Gesamtenergie, was in dem Energiediagramm widergespiegelt ist. Hourglassenergien entstehen durch eine unphysikalische Verformung des FE Netzes aufgrund einer rechenzeitparenden und stabilitätsfördernden Reduktion der Anzahl der (Gaußschen) Integrationspunkte. Ein in der Crashesimulation üblicherweise akzeptierter Wert dieser Energie ist 10% der inneren Energie. Im Energiediagramm von Abbildung 4.17 ist zu sehen, dass dieser Wert überschritten wurde. Von einer Reduzierung der Hourglassenergie durch eine Modifikation der Hourglassparameter in den Kontrollkarten der Simulation wurde dennoch abgesehen, da dadurch die Stabilität und Robustheit des Modells stark abnimmt. Der Konflikt zwischen einer leicht erhöhten Hourglassenergie und einem instabilen Modell wurde folglich zugunsten der Modellstabilität entschieden.

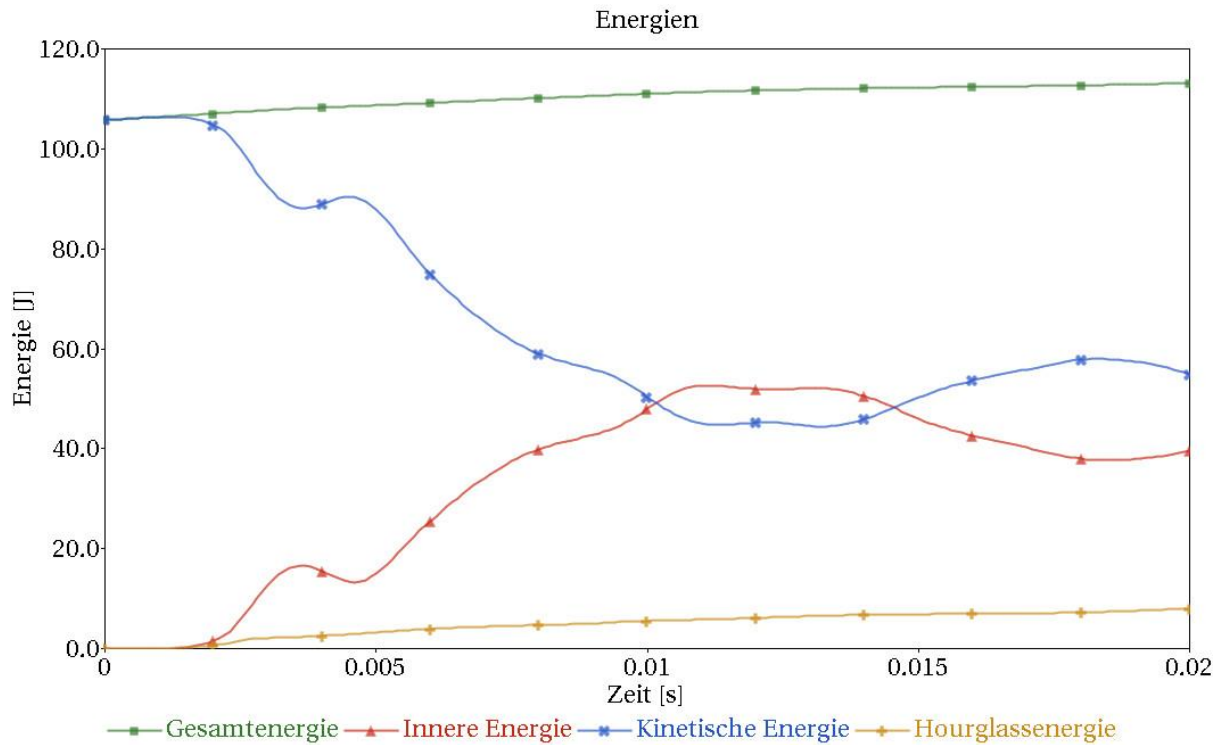


Abbildung 4.17 Energiediagramm für die innere, kinetische, Hourglass- und Gesamtenergie

Kinematik

Abbildung 4.18 zeigt qualitativ den Verlauf der Kinematik des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes in der Simulation bis zu einem Zeitpunkt von 20 ms. Bei einem Zeitpunkt von etwa $t = 1$ ms trat der Kopf mit dem Impaktor in Kontakt und der Aufprall erfolgte. Danach wurde die Last folgendermaßen übertragen. Bis zu einem Zeitpunkt von 4 ms wurde lediglich der Kopf belastet. Bei etwa 4 ms begann der Rückstoß des Kopfes und die Halswirbelsäule koppelte an den Kopf an. Die Halswirbelsäule wurde aufgrund der in z-Richtung drückenden Masse stark komprimiert. Dabei beugte sich das inferiore Segment, bestehend aus C6-, C7- und T1-Wirbel, das superiore Segment, bestehend aus C2-, C3-, C4- und C5-Wirbel, streckte sich. Ab etwa 15 ms bewegte sich der Kopf in posteriorer Richtung, da die sich streckende Wirbelsäule eine parallel zur Aufprallfläche wirkende Kraftkomponente auf den Kopf ausübte.

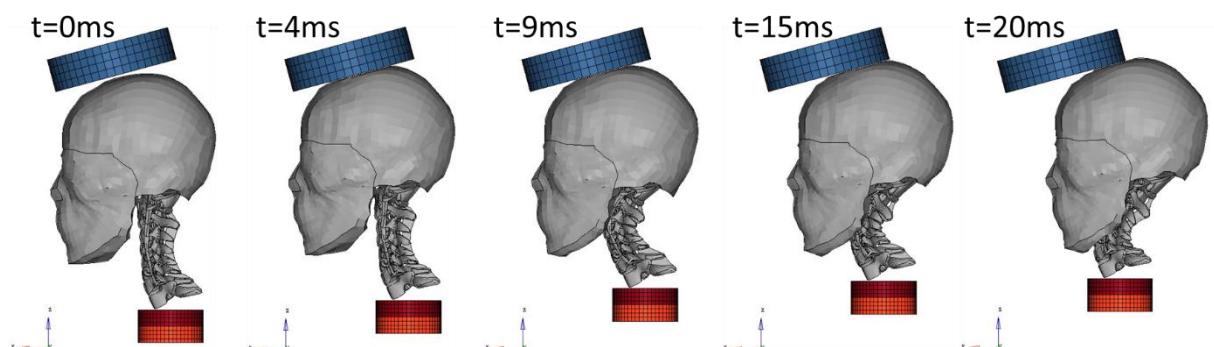


Abbildung 4.18 Verlauf der Kinematik: bis etwa $t=4$ ms wurde lediglich der Kopf belastet. Bei $t=4$ ms begann der Rückstoß des Kopfes und die Halswirbelsäule koppelte an den Kopf an. Die Halswirbelsäule wurde aufgrund der in z-Richtung drückenden Masse stark komprimiert. Ab etwa 15 ms bewegte sich der Kopf nach posterior, da die sich streckende Wirbelsäule eine parallel zur Aufprallfläche wirkende Kraftkomponente auf den Kopf ausübte.

Dieses kinematische Verhalten des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes entsprach – qualitativ gesehen – der Beschreibung aus der Referenzdokumentation (ausgeführt unter 4.2.2). Dort wurde ebenfalls dargestellt, dass infolge des Rückstoßes des Kopfes nach dem Anprall und durch die nachrückende Masse des Stahlkörpers die Halswirbelsäule an den Kopf ankoppelt ist und komprimiert wurde. Der Kopf bewegte sich sowohl in den Experimenten als auch in der Simulation nach posterior und streckte sich. Auch das Beugeverhalten ist zwischen Simulation und Experimenten vergleichbar.

Kinetik

In Abbildung 4.19 ist der Verlauf der resultierenden Kopf- und T1-Kraft aus der Simulation relativ zueinander zu sehen. Die Kopfkraft wurde durch Auslesen der Kontaktkraft zwischen Kopf und Impaktor bestimmt, die T1-Kraft mittels einer Schnittkraft durch die Kraftmesszelle. Im Folgenden ist die Wechselwirkung beider Kräfte dargestellt und mit den Angaben aus der Referenzdokumentation verglichen.

Der verzögerte Anstieg der T1-Kraft in Relation zur Kopfkraft war, vergleichbar mit den Experimenten, auch in der Simulation zu beobachten. Der Anstieg der T1-Kraft setzte etwa 2 ms ($1,6 \text{ ms} \pm 0,3 \text{ ms}$ in den Experimenten) später als der der Kopfkraft ein. Damit zeigte sich, dass zu Beginn der Simulation, wie auch in den Experimenten, der Kopf und die Halswirbelsäule nicht gekoppelt waren. Der erste Maximalwert der Kopfkraft wurde ausschließlich durch den Aufprall des Kopfes auf den Impaktor verursacht und stellte in der Simulation, wie auch in den Experimenten, die erste Belastungsphase dar. Die folgenden Maximalwerte der Kopfkraft waren, vergleichbar wie in den Versuchen, ein Folge der Belastung des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes durch den Stahlkörper und seiner Masse von 16 kg und spiegelten also die gleichzeitige Belastung des Kopfs und der Halswirbelsäule wieder.

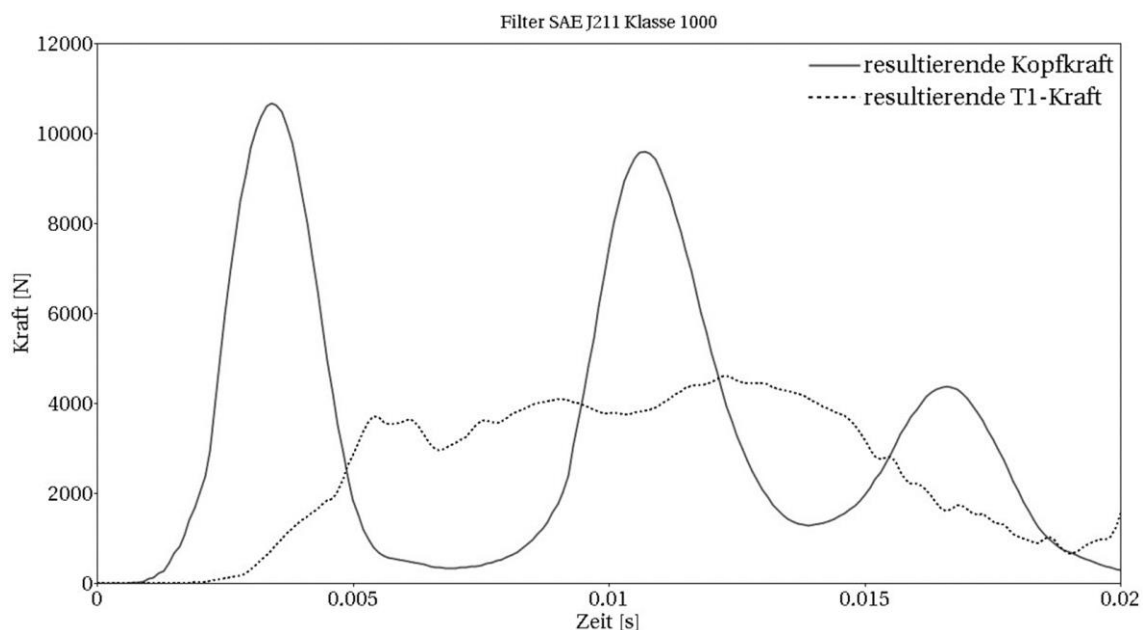


Abbildung 4.19 resultierende Kopf- und T1-Kraft aus der Simulation

In Abbildung 4.20 ist der Vergleich des Verlaufs der Kopfkraft über die Zeit zwischen der Simulation und Testobjekt D41-R+15 zu sehen. Die Höhe des ersten Maximalwerts bei ca. 3,5 ms betrug in der Simulation etwa 10500 N und war im Vergleich zu der experimentellen Kurve stark erhöht. In den Experimenten betrug der erste Maximalwert 8604 N. Nach dem ersten Höchstwert fiel die Kraft in der Simulation stark ab, bevor sie für einen zweiten Maximalwert von etwa 10000 N erneut anstieg. Im Experiment stellte sich statt einem zweiten deutlichen Maximalwert ein Plateau auf einem wesentlich

geringeren Kräfteniveau ein. Ein bimodales Verhalten, wie es bei der Testkurve des Referenzobjekts zu beobachten war, stellte sich in der Simulation nur sehr bedingt ein.

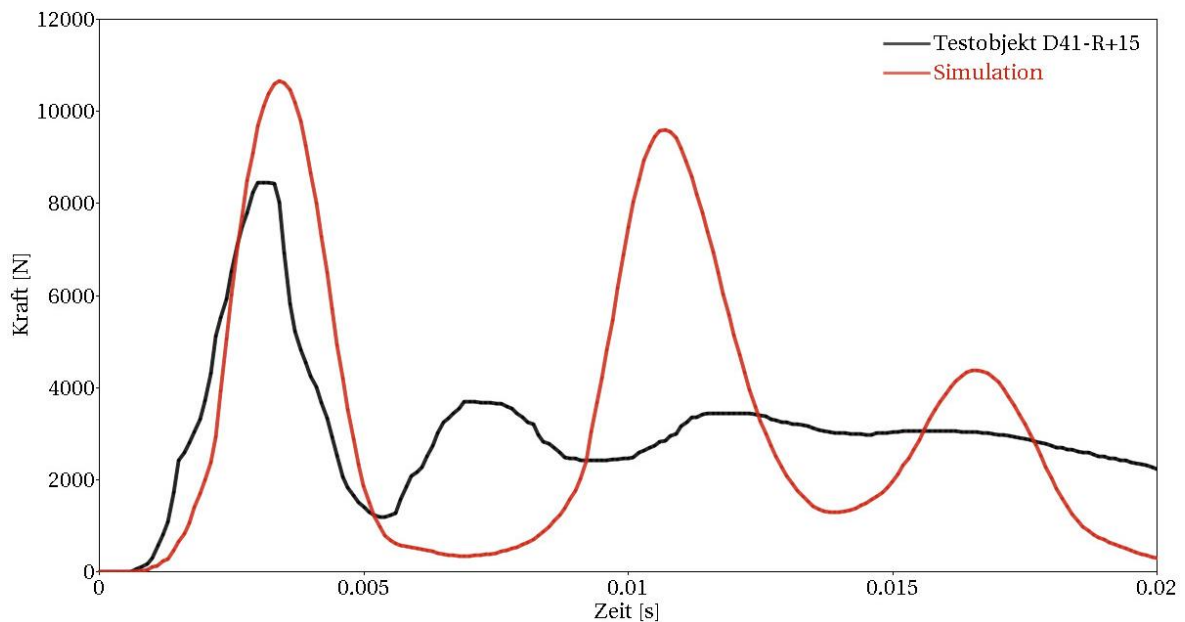


Abbildung 4.20 resultierende Kopfkraft aus der Simulation im Vergleich mit der experimentellen Kurve des Testobjekts D41-R+15

In Abbildung 4.21 ist der Vergleich des Verlaufs der resultierenden T1-Kraft über die Zeit zwischen der Simulation und Testobjekt D41-R+15 zu sehen. Der Zeitpunkt (etwa 6 ms) sowie die Höhe (etwa 3900 N in der Simulation, 3885 N im Experiment) des ersten Maximalwerts der resultierenden T1-Kraft sind zwischen Simulation und Experiment in guter Übereinstimmung. Danach bewegte sich die Kraft in der Simulation auf einem höheren Niveau als im Experiment und fiel früher ab.

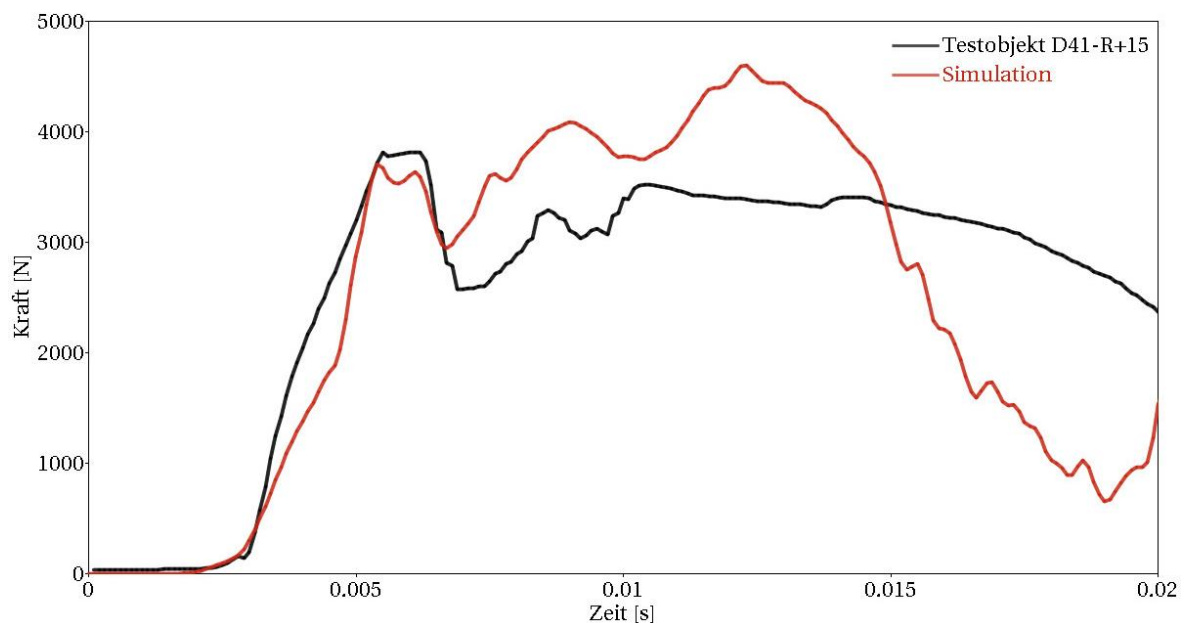


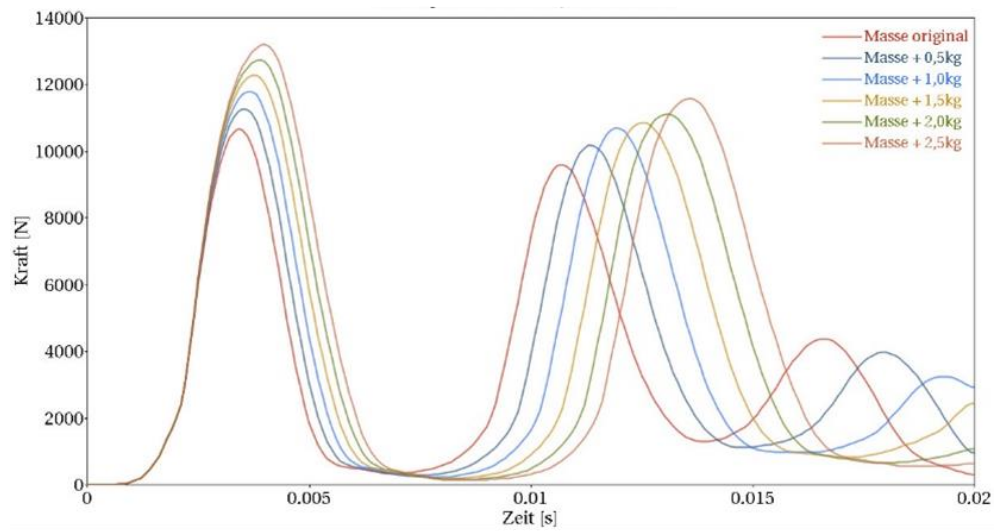
Abbildung 4.21 resultierende T1-Kraft aus der Simulation im Vergleich mit der experimentellen Kurve des Testobjekts D41-R+15

4.3.3 Ergebnisse der Sensitivitätsstudie

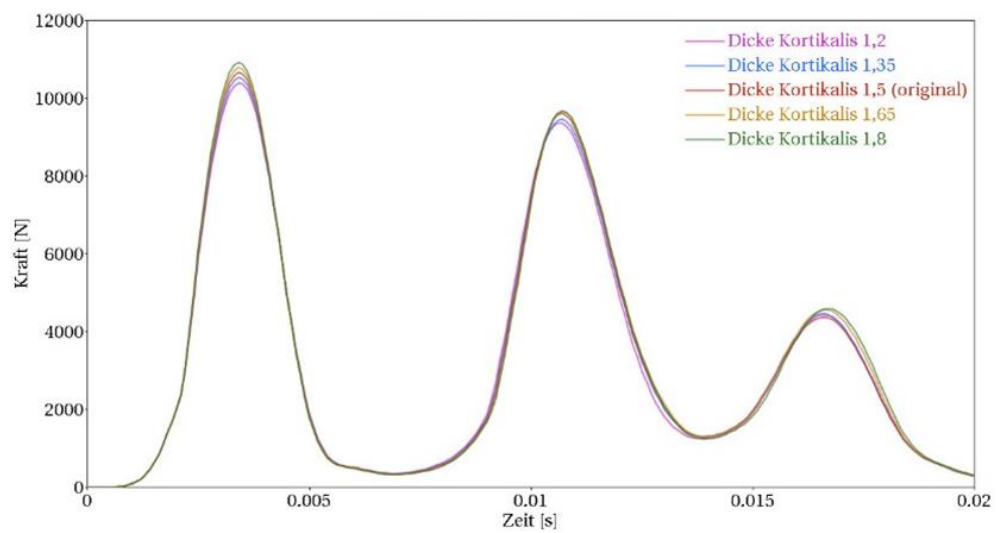
Innerhalb verschiedener Parameterstudien wurde untersucht, auf welche Weise verschiedene Modellparameter Einfluss auf die Validierungsergebnisse in Form der resultierenden Kopf- und T1-Kraft nehmen. Hintergrund dieser Sensitivitätsstudie war es, zu evaluieren, wo die Grenze zwischen Validierungsumgebung und dem zu validierenden Modell gezogen werden kann. Im Folgenden sind die Ergebnisse der resultierenden Kopf- und T1-Kraft jeweils vor und nach den erfolgten Maßnahmen dargestellt.

In Abbildung 4.22 ist der Einfluss der Parameterstudien auf die resultierende Kopfkraft zu sehen. Während der Elastizitätsmodul und die Dicke der Kortikalis des Schädels lediglich eine eher geringe Auswirkung auf die Kraft hatten, änderte sich diese mit Variation der anderen Parameter erheblich. Mit steigender Kopfmasse erhöhten sich die Maximalwerte der Kraft um bis zu 7,8%, die Fläche unter dem ersten Spitzenwert wurde breiter und das Erreichen des zweiten Maximalwerts wurde verzögert. Das Schließen der Schädelnähte hatte zur Folge, dass die Maximalwerte der Kraft um etwa 8,5% verringert wurden. Qualitativ blieb der Verlauf der Kraft allerdings nahezu gleich. Durch die Definition eines Versagenskriteriums der Diploe wurde ebenfalls erheblich Einfluss auf die Kopfkraft genommen. Der erste Maximalwert verkleinerte sich um mindestens 7,5%, der Minimalwert nach dem ersten Spitzenwert war bis zu 25% höher und anstatt eines zweiten deutlichen Maximalwerts stellte sich während der zweiten Kurvenphase ein Kraftplateau ein. Die Materialbeschreibung des Skalps und die Höhe der Skalierung der Spannung-Dehnungskurven nahmen ebenfalls erheblichen Einfluss. Das neu integrierte dehnratenabhängige Materialmodell hatte zur Folge, dass sich qualitativ der Kurvenverlauf änderte. Die Fläche unter dem ersten Maximalwert wurde schmaler, die Höhe des zweiten Spitzenwerts nahm deutlich ab. Es stellte sich während der zweiten Phase ein Kraftplateau ein. Auch die Höhe des Skalierungsfaktors beeinflusste den Kräfteverlauf. Je kleiner dieser war, desto kleiner wurde der erste Maximalwert. Dieser verringerte sich um bis zu 30%. Bei einem Skalierungsfaktor von 1 (unkaliert) und 0,1 der Spannung-Dehnungskurven fiel die Kraft nach dem ersten Maximalwert auf 0 zurück. Bei den stärker skalierten Kurven (0,01 und 0,001) erreichte die Kraft ein Minimum von etwa 1000 N. Auch auf die zweite Kurvenphase nahm der Skalierungsfaktor Einfluss. Je kleiner dieser war, desto geringer war das Kräftelevel der Plateauphase.

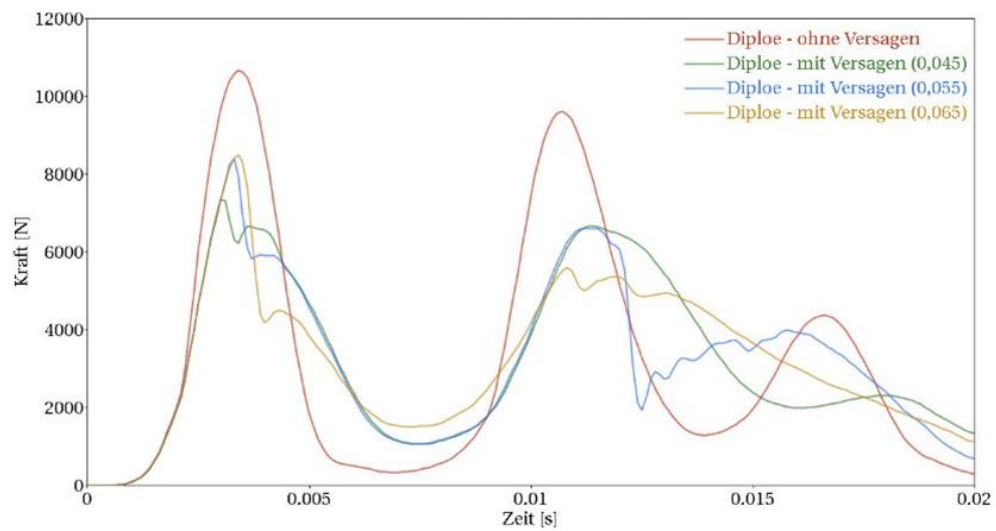
Masse Kopf



Dicke Kortikalis



Versagen Diploe



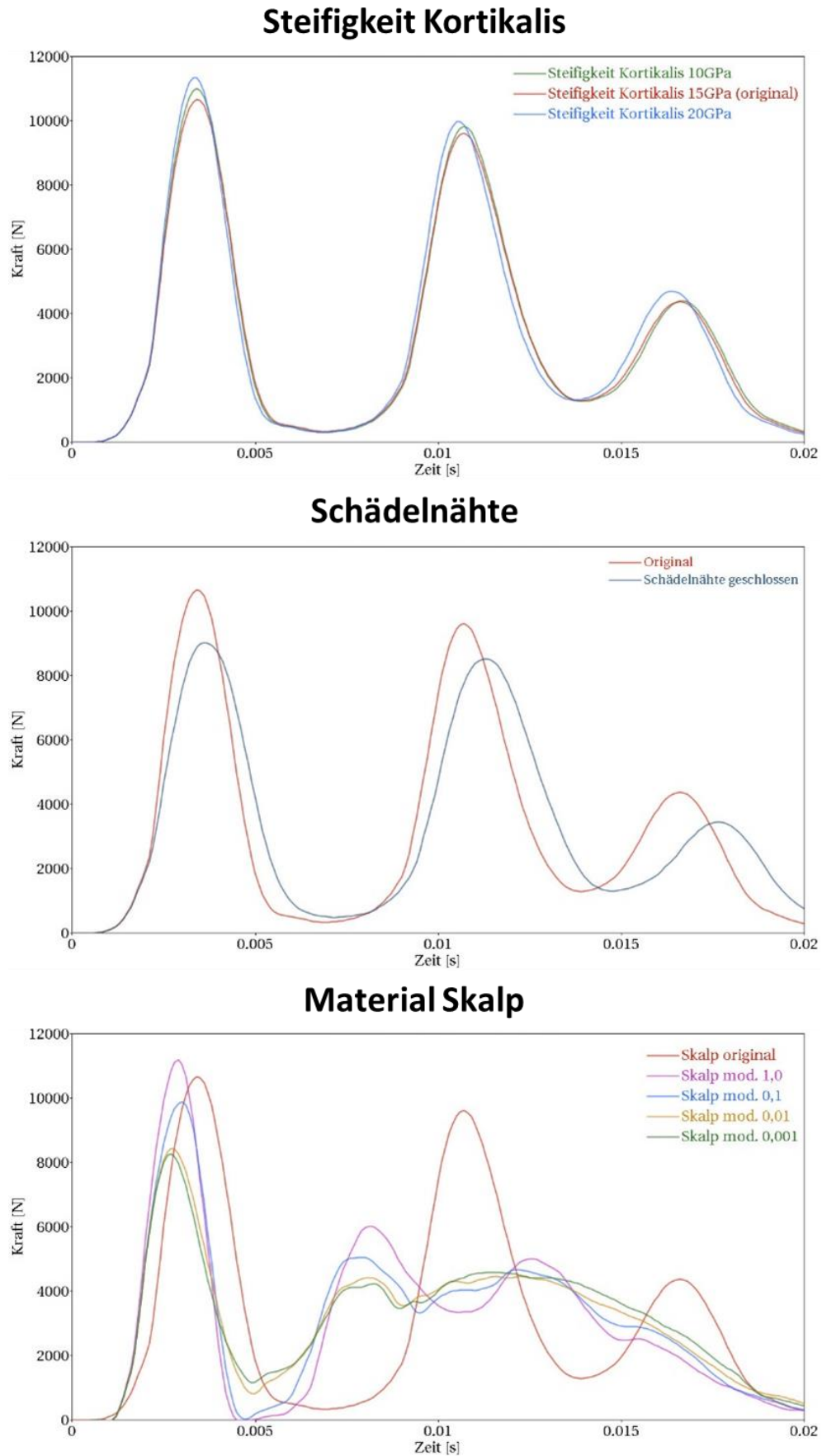
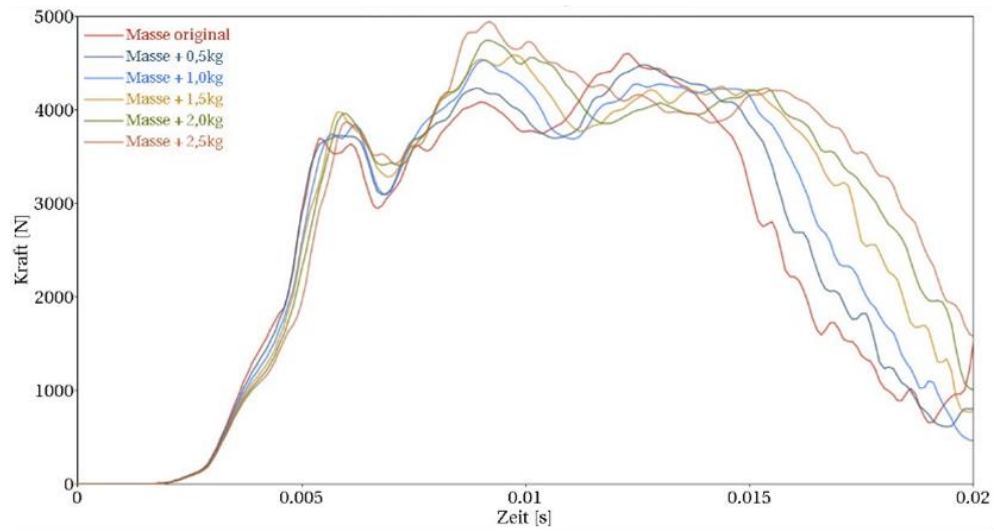


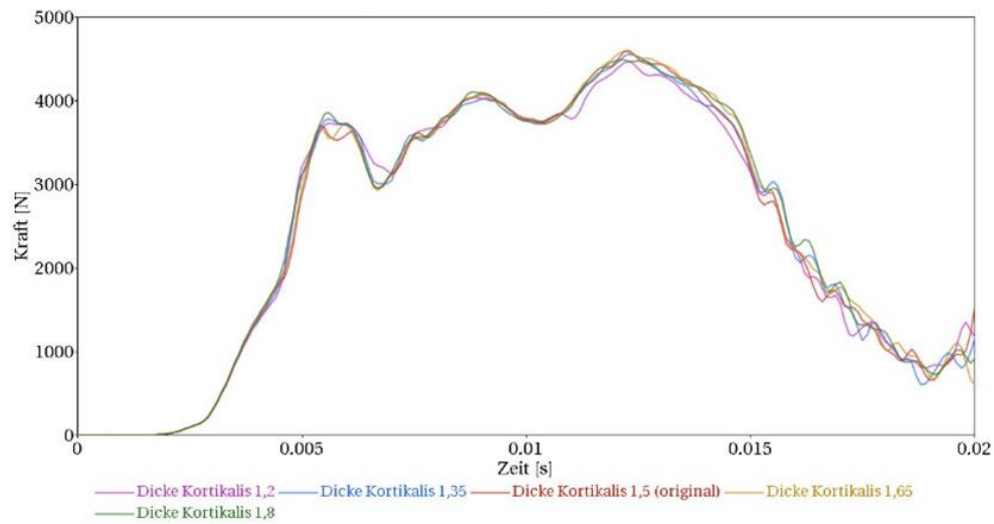
Abbildung 4.22 Ergebnisse der Parameterstudien (resultierende Kopfkraft)

In Abbildung 4.23 ist der Einfluss der Parameterstudie auf die resultierende T1-Kraft zu sehen. Die Auswirkung der Parametervariationen auf die T1-Kraft fiel wesentlich geringer aus. Das Erhöhen der Kopfmasse im Modell schlug sich wie folgt auf die T1-Kraft nieder. Der Zeitpunkt des ersten Anstiegs der Kraft blieb gleich. Allerdings hatte die Masse einen leichten Einfluss auf die erste Steigung der Kraft. Je geringer die Masse war, desto steiler war die Steigung. Das Kräfte-niveau über den kompletten Kurvenverlauf fiel mit größerer Masse höher aus. Der erste Maximalwert bei etwa 0,006 s war mit steigender Masse bis zu 7,5% größer und trat um bis zu 0,0005 s später ein. Ein deutlicherer Einfluss auf die Kraft war aber im zweiten Kurvenverlauf zu sehen. Die Kraft erreichte mit steigender Masse einen um bis zu 8% höheren zweiten Maximalwert und fiel später ab. Die Steifigkeit und die Dicke der Kortikalis des Schädels hatten weder qualitativ noch quantitativ einen deutlichen Einfluss auf die T1-Kraft. Der Zeitpunkt des ersten Anstiegs der Kraft, Höhe und Zeitpunkt des ersten Maximalwerts und der Verlauf der Kraft in der zweiten Phase waren vergleichbar. Für die Modellierung der Schädelnähte war ein Einfluss auf den Verlauf der T1-Kraft festzustellen. Während der Zeitpunkt des ersten Anstiegs gleich blieb, war der erste Maximalwert um etwa 5% höher, der zweite geringfügig kleiner bei der Simulation mit den geschlossenen Schädelnähten. Die Kraft fällt zudem im zweiten Kurvenverlauf später ab. Die Definition der Diploe mit und ohne Bruchdehnung hatte folgende Auswirkung auf die T1-Kraft. Der Zeitpunkt des ersten Maximalwerts stellte sich mit der Versagensdefinition etwa 0,001 s später ein. Die Steigung war ohne Bruchdehnung etwas größer. Die Höhe der Bruchdehnung hatte Einfluss auf die Höhe des ersten Maximalwerts. Je höher der Dehnungswert war, desto geringer war dieser. Auch fiel die Kurve in der zweiten Phase später ab. Die Höhe des Skalierungsfaktors der Spannung-Dehnungskurven der Materialbeschreibung des Skalps beeinflusste die Höhe des ersten Maximalwerts. Je kleiner der Faktor, desto geringer war dieser. Die Steigung war mit steigendem Skalierungsfaktor größer. In allen Parameterstudien kreuzten sich die Kurven der einzelnen Varianten und unterschieden sich nicht nur quantitativ, sondern auch qualitativ.

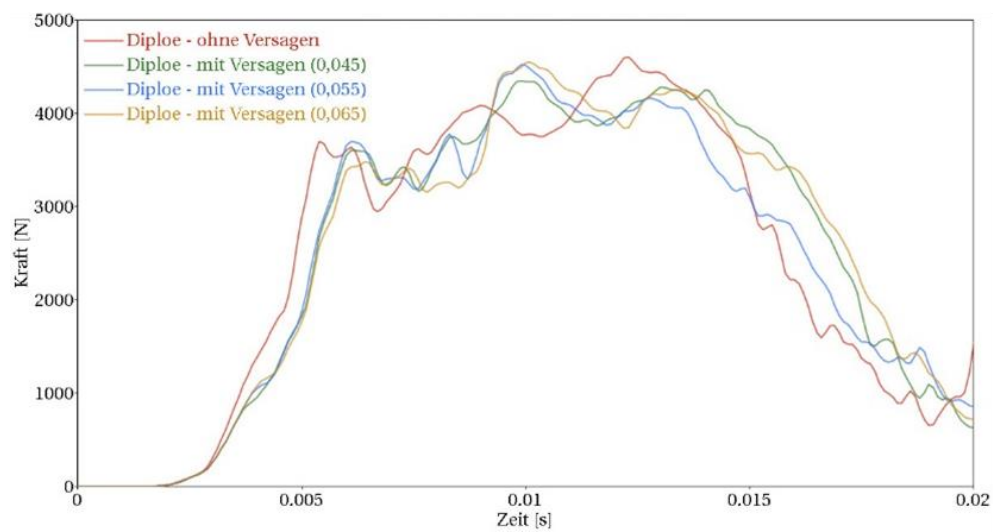
Masse Kopf



Dicke Kortikalis



Versagen Diploe



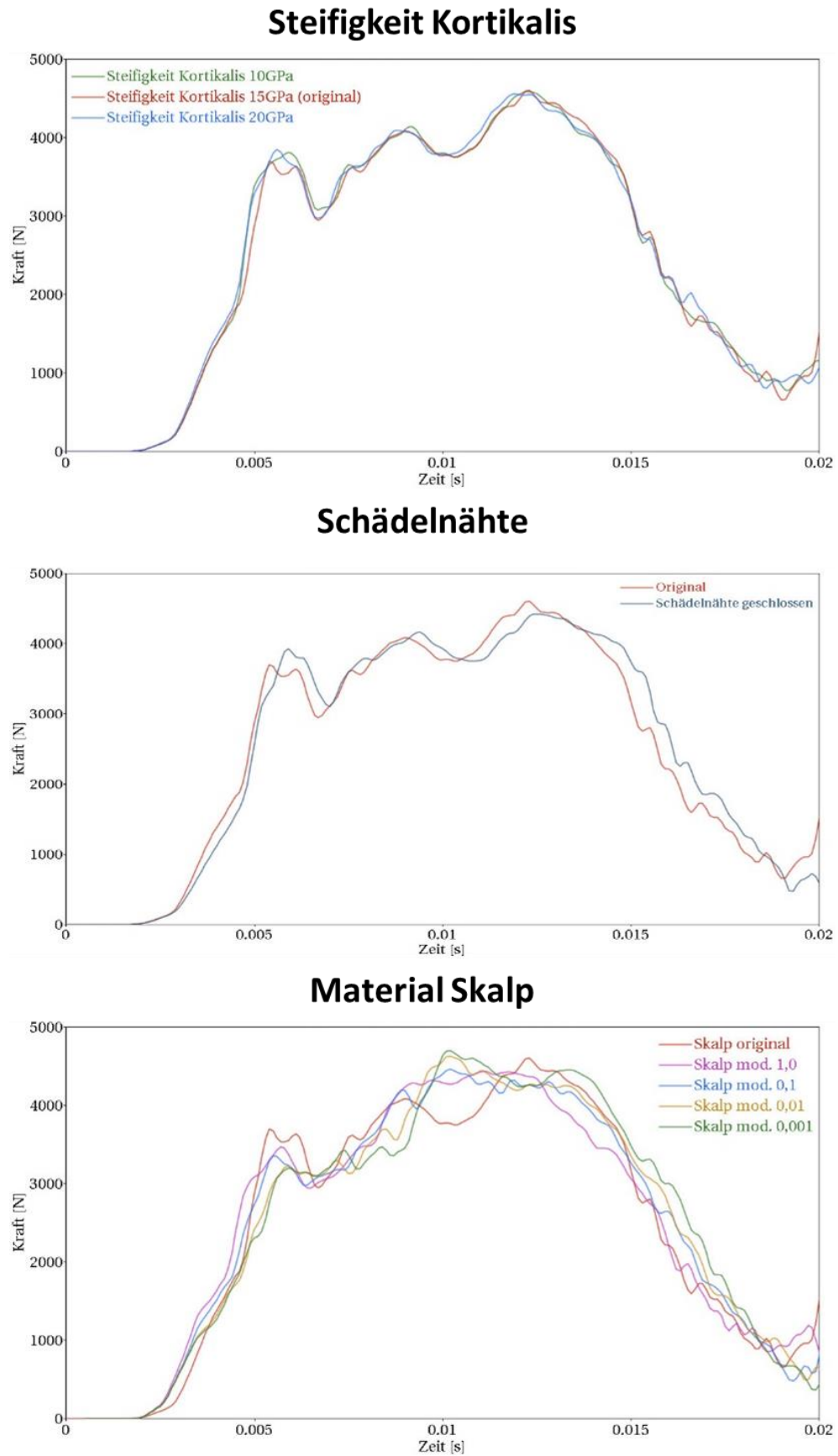


Abbildung 4.23 Ergebnisse der Parameterstudien (resultierende T1-Kraft)

4.4 Diskussion

Auf Basis der in Kapitel 3 gewonnenen Erkenntnisse wurde eine Systematik für die Auswertung von verletzungsmechanischen Experimenten entwickelt, um diese in eine geeignete numerische Validierungsumgebung überführen zu können. Diese Systematik wurde für die Versuche von Nightingale et al. [72], [73] angewendet, um auf Basis der Ergebnisse dieser Analyse die Validierungsumgebung für das FE Menschmodell THUMS™ Version 4.01 zu erstellen. Die Halswirbelsäule des Modells wurde hierauf gegen die Referenzversuche unter dynamischer axialer Belastung validiert. Innerhalb einer Sensitivitätsstudie wurde dann der Einfluss verschiedener Modellparameter auf die Simulationsergebnisse untersucht. Ziel war es, die in Kapitel 3 gewonnenen Erkenntnisse für eine objektivere Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf lokaler Ebene für die Validierung eines Menschmodells auf der nächsthöheren Hierarchieebene zu erweitern. Durch die höhere Komplexität des Lastfalls ergaben sich neue Herausforderungen im Modellbildungs- und Validierungsprozess, welche eingehend untersucht wurden. In diesem Kapitel sollen zunächst die Ergebnisse der Analyse der Experimente diskutiert werden. Dabei soll besonders auf die Komplexität der Auswahl geeigneter Validierungsparameter eingegangen werden. Hierauf soll auf Basis der Ergebnisse der Validierung und Sensitivitätsstudie erörtert werden, wo bei einem Validierungslastfall, der neben der zu validierenden Struktur weitere Komponenten des Menschmodells enthält, die Grenze zwischen Validierungsumgebung und zu validierendem Modell gezogen werden muss.

4.4.1 Analyse der Experimente und Modellbildungsalternativen

Anhand der Erkenntnisse aus Kapitel 3 wurde eine Systematik erstellt, auf deren Basis die verletzungsmechanischen Experimente von Nightingale et al. [72], [73] analysiert und deren Modellbildung vorbereitet wurde. Die im Rahmen dieser Analyse getroffenen Entscheidungen und Annahmen sollen im Folgenden diskutiert werden.

Auswahl einer geeigneten Versuchskonfiguration

Die Auswahl einer geeigneten Versuchskonfiguration stellte den ersten Schritt innerhalb der Analyse der Referenzexperimente dar. Sie ist von großer Bedeutung für jeden Modellerstellungsprozess, da hier die Basis für die Validierung gewählt wird. Alle von Nightingale et al. unternommenen Versuchskonfigurationen (vgl. Tabelle 4.1 und Abbildung 4.3) wurden auf ihre biomechanische Relevanz, Abbildbarkeit in einem numerischen Modell und auf Probleme für die numerische Modellbildung und die Validierung infolge von möglichen Bifurkationen geprüft. Die Wahl fiel auf die starre Konfiguration, bei der der Kopf-Halswirbelsäulen-Komplex anterior unter einem Winkel von 15° belastet wird.

Die Verwendung von Schäumen, wie sie für die gepolsterte Versuchskonfiguration von Nightingale et al. [72], [73] eingesetzt wurden, stellt sich bei der numerischen Modellbildung der Versuche oft als problematisch heraus. Es gibt viele verschiedene Arten von Schaummaterialien, die sich durch ihren Herstellungsprozess sowie den physikalischen und mechanischen Eigenschaften unterscheiden. Für die numerische Umsetzung des mechanischen Verhaltens solcher Materialien sind also spezifische Daten des Schaumes nötig, der in den Experimenten verwendet wurde. Diese müssten in Form von Kraft-Weg- oder Spannung-Dehnungskurven vorliegen, um das mechanische Verhalten des Schaums in der Simulation durch Kalibrierung anzunähern. In den Dokumentationen von Nightingale et al. wurde der in den gepolsterten Versuchskonfigurationen verwendete Schaum nicht weiter spezifiziert. Eine realistische numerische Abbildung war folglich nicht möglich. Dementsprechend wurde diese Konfiguration nicht als Validierungsgrundlage in Betracht gezogen.

Die starre posteriore Konfiguration (-15°) war verletzungsmechanisch nicht relevant. Der Kopf bewegte sich aus dem Lastpfad heraus, weshalb innerhalb der Halswirbelsäule die Belastungsgrenze einer Verletzung nicht überschritten wurde. Die Testobjekte blieben alle unverletzt. Für eine Analyse des globalen Verhaltens des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes könnte diese Konfiguration allerdings herangezogen werden. Die Vertex-Konfiguration wurde ebenfalls als mögliche Validierungsgrundlage ausgeschlossen. Der Kopf wird hier an dem Punkt belastet, der den Umkehrpunkt zwischen Extension und Flexion darstellt. Für die Kinematik des Kopfes ist sowohl eine Flexions-, als auch eine Extensionsbewegung möglich. Dies wurde durch die experimentellen Ergebnisse der drei Testobjekte dieser Konfiguration bestätigt. Der Kopf zweier Testobjekte bewegte sich in Extension, der Kopf eines Testobjekts in Flexion. Aufgrund der hohen Wahrscheinlichkeit einer Bifurkation bei der 0° Konfiguration wurde diese als Validierungsgrundlage der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung ausgeschlossen. Für die starre 30° Konfiguration wurde lediglich ein Testobjekt untersucht. Eine Stichprobenmenge von eins wurde als Validierungsgrundlage als nicht ausreichend bewertet, da gerade bei Experimenten mit Humanmaterialien aufgrund der menschlichen Diversität eine hohe Streuung der Ergebnisse zu erwarten ist. Eine breitere Validierungsbasis ist somit nötig. Für alle anderen Konfigurationen wurden jeweils drei Objekte getestet. Auch bei einer Stichprobenmenge von $n = 3$ lässt sich diskutieren, ob diese eine ausreichende Validierungsgrundlage darstellt, gegen die das Verhalten des computergestützten Modells validiert werden kann. Allerdings lässt sich hier argumentieren, dass aufgrund der ethischen Einschränkungen, die mit dem Testen von Humanmaterial verbunden sind, solche verletzungsmechanischen Experimente nicht einfach reproduzierbar sind. Es ist nicht wahrscheinlich, dass ähnliche Experimente, die als Grundlage für die Validierung der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung verwendet werden können, in naher Zukunft durchgeführt werden. Allerdings ist die biomechanische Relevanz dieser Belastung äußerst hoch. Eine axiale Kompressionsbelastung der Halswirbelsäule stellt den grundlegenden Verletzungsmechanismus dar, der zu Verletzungen der Wirbelsäule und des Rückenmarks nicht nur im Straßenverkehr bei sogenannten Überschlagsautounfällen führt, sondern auch im Sport, wie beim American Football, Turmspringen oder Hockey [84]–[88]. In der Fahrzeugsicherheit ist es also für einen angemessenen Schutz der Insassen während eines Überschlagunfalls von großer Bedeutung, Sicherheitssysteme wie Gurte und Airbags für solche Verletzungen auszulegen und zu optimieren. Damit FE Menschmodelle auch hier als Werkzeug eingesetzt werden können, bedarf es einer Validierung der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung, um deren biomechanische Validität sicherzustellen. Verletzungsmechanische Experimente mit postmortalen Testobjekten, bei denen entweder die nicht isolierte Halswirbelsäule eines kompletten Testobjekts oder funktionale Bewegungssegmente der Halswirbelsäule axial belastet wurden, wurden in der Vergangenheit wiederholt durchgeführt [89]–[93]. Diese Versuche wären demnach für eine Validierung der Halswirbelsäule auf lokaler oder globaler Ebene geeignet. Die Versuche von Nightingale et al. [72], [73] allerdings sind bisher die einzigen, die eine Validierungsgrundlage auf regionaler Ebene darstellen. Diese Experimente können noch immer für die Validierung der Halswirbelsäule unter Kompressionsbelastung trotz ihres schon fortgeschrittenen Alters als höchst relevant erachtet werden, da es ethisch sehr schwer zu vertreten wäre, solche Versuche mit postmortalen Testobjekten zu wiederholen, um eine solidere Grundlage für die Validierung von FE Menschmodellen zu schaffen. Es sollte deshalb versucht werden, Experimente, die schon verfügbar sind, als Validierungsgrundlage zu nutzen.

Auswahl geeigneter Validierungsparameter

Die Auswahl geeigneter Validierungsparameter ist ein weiterer fundamentaler Schritt im Modellbildungsprozess. Was leicht als eine einfache numerische Umsetzung der Referenzdatenerhebung aus

den Experimenten missverstanden werden könnte, erwies sich als eine große Herausforderung in vielerlei Hinsicht. Für die Überprüfung der Kinematik des Kopfes und des Beugeverhaltens der Halswirbelsäule waren keine quantitativen Daten gegeben. Für die kinematische Validierung musste also auf die Beschreibung im Text der Veröffentlichungen zurückgegriffen werden. Das konnte problemlos während des Validierungsprozesses umgesetzt werden. Komplexer stellte sich die Analyse der Wechselwirkung von Kinematik, Kinetik und aufgetretenen Verletzungen heraus. Die Kinematik eines Testobjekts, bzw. des zu validierenden Modells, die kinetischen Parameter sowie die Verletzungen sind voneinander abhängig, weshalb sich eine isolierte Analyse der drei Kategorien von Validierungsparametern als nicht zielführend erwiesen hat. Tritt in den Experimenten, bzw. in der Simulation, eine Verletzung auf, so kann diese Auswirkungen auf die Kinematik und die Kräfteverteilung im System haben. Je nach Art, Ort und Zeitpunkt der Verletzung kann sich also die Kinematik und Kräfteverteilung ändern. Destabilisiert die Verletzung das System, ist ein großer Einfluss zu erwarten. Bleibt das System trotz der Verletzung stabil, da möglicherweise umliegendes Gewebe eine stützende Funktion ausübt, kommt es zu wesentlich geringeren Auswirkungen. Bei der Wahl geeigneter Validierungsparameter müssen folglich alle drei Kategorien gemeinsam betrachtet und bewertet werden, um mögliche Wechselwirkungen zu identifizieren. Diese können ausschlaggebend dafür sein, unter welchen Voraussetzungen, beispielsweise bis zu welchem Zeitpunkt, die gewählten Referenzgrößen als Validierungsparameter verwendet werden können. Im Folgenden soll am Beispiel der Auswahl geeigneter Validierungsparameter aus den verletzungsmechanischen Experimenten von Nightingale et al. für die Validierung des THUMS™ Version 4.01 der Einfluss der Wechselwirkung von Kinematik, Kinetik und Verletzung auf die Definition der Validierungsparameter veranschaulicht werden.

In den Referenzexperimenten wurden bei einem Testobjekt (N18-R+15) Frakturen an Atlas und Axis, Schädigungen der C2C3-Bandscheibe und des anterioren Longitudinalbands sowie eine Dislokation der Facettengelenke zwischen dem C6- und C7-Wirbel als Folge der Belastung der Halswirbelsäule unter Kompression diagnostiziert. Zwei der vier Verletzungen waren instabil. Bei Testobjekt I32-R+15 kam es zur Schädigung der C5C6-Bandscheibe, des Kapselbandapparates und des anterioren Longitudinalbands. Die Verletzungen hier waren stabil. Testobjekt D41-R+15 blieb dagegen unverletzt. Es ist folglich kein klarer Verletzungsmechanismus zu erkennen, der bei allen drei Testobjekten aufgetreten ist. Die Verletzungen traten bei Nightingale et al. während der Beugung der Halswirbelsäule etwa $5,15 \pm 1,77$ ms, in der Simulation 6 ms, nach dem Aufprall des Kopfes auf den Impaktor auf. Bei allen Verletzungen, besonders aber bei denen, die zu Instabilitäten führten, stellte sich die Frage, inwiefern sich die Kinematik und die Kräfteverteilung des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes durch die Verletzung geändert hat. Das unverletzte Testobjekt D41-R+15 wies wesentlich höhere Maximalwerte der T1-Kraft als die beiden verletzten Testobjekte auf. Das könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Wirbelsäule die eingetragene Energie absorbieren konnte, ohne dass es zu einer Schädigung der Strukturen gekommen ist. Daraus folgt, dass eine auftretende Verletzung mit großer Wahrscheinlichkeit zumindest auf die Kräfte einen Einfluss hat. Bei den zwei verletzten Testobjekten wies I32-R+15 wiederum eine höhere T1-Kraft als N18-R+15 aus. Letzteres hatte im Gegensatz zu I32-R+15 instabile Verletzungen erfahren. Dies suggeriert einen Zusammenhang zwischen der Art von Verletzungen (stabil oder instabil) und der Kräfteverteilung. Während die Halswirbelsäule mit den stabilen Verletzungen bis zu einem gewissen Maß scheinbar durch umliegende Strukturen stabilisiert werden konnte, konnte die Halswirbelsäule mit instabilen Verletzungen weniger Kraft aufnehmen und weiterleiten. Für die Auswahl und Definition geeigneter Validierungsparameter bedeutet das, dass die T1-Kräfte aller drei Testobjekte zumindest bis zum Zeitpunkt der ersten versagenden Struktur als Validierungsparameter

herangezogen werden dürfen, da bis dahin ein Einfluss durch eine Verletzung auf Kräfte ausgeschlossen werden kann. Für eine Verwendung der T1-Kräfte der zwei verletzten Testobjekte über den Zeitpunkt der ersten Verletzung hinaus müsste erst sichergestellt werden, dass die Genauigkeit des zu validierenden Modells hoch genug ist, um die in den Experimenten auftretenden Verletzungen abbilden zu können. Im FE Menschmodell THUMSTM Version 4.01 wird lediglich das Versagen der Spongiosa durch Elementeliminierung simuliert. Auf das Versagen aller anderen Strukturen wurde auf Basis einer Spannungs- oder Dehnungsanalyse geschlossen. Die Elemente werden also nicht aus der Simulation gelöscht, was große Auswirkungen auf das Verhalten des Modells nach dem Versagen haben kann. Abhängig davon, ob die in den Experimenten auftretenden Verletzungen stabil oder instabil sind, könnten die Verletzungsparameter auch nach dem Zeitpunkt der Verletzung herangezogen werden. Ist das System auch nach der Verletzung stabil, so ist der Einfluss der Verletzung auf Kinematik und Kinetik eher gering. Bei instabilen Verletzungen muss davon ausgegangen werden, dass die Kinematik und Kinetik beeinflusst ist und die Modellgenauigkeit des THUMSTM Version 4.01 somit nicht mehr ausreicht, um diese Phänomene abzubilden. Für Testobjekt N18-R+15 wäre also ein Heranziehen der Kinematik und Kinetik als Validierungsparameter lediglich bis zum Zeitpunkt der ersten Verletzung möglich. Für Testobjekt I32-R+15 ließe sich eine Verwendung der Kraft über diesen Zeitpunkt hinaus diskutieren, da hier lediglich stabile Verletzungen in den Experimenten auftraten. Allerdings wäre eine Aussage darüber, ob die Halswirbelsäule durch umliegende Strukturen ausreichend stabilisiert wurde und somit ein Einfluss der Verletzung auf die Kinematik und Kinetik der Halswirbelsäule auszuschließen wäre, rein spekulativ. Folglich sollte die Kinematik und Kinetik dieses Testobjekts ebenfalls lediglich bis zum Zeitpunkt der ersten Verletzung herangezogen werden. Für die Auswahl und Definition der Validierungsparameter gibt es nun zwei Möglichkeiten. Zum einen könnten die T1-Kräfte aller drei Testobjekte bis zum Zeitpunkt der ersten versagenden Struktur, d.h. bis etwa 5-6 ms, als Validierungsparameter herangezogen werden. Zum anderen könnte lediglich die T1-Kraft des Testobjekts D41-R+15 über die gesamte Simulationszeit von 20 ms verwendet werden, da hier weder die Kinematik noch die Kinetik durch eine Verletzung beeinflusst wurde. Gegen die erste Alternative spricht, dass in der Referenzdokumentation nicht genau angegeben wird, anhand welcher Methodik der Zeitpunkt einer Verletzung in den Experimenten bestimmt wurde. Zwar wird beschrieben, dass die Verletzung mit einem Abfallen der T1-Kraft einhergeht. Dieser Abfall wird aber auch mit der Beugung in Zusammenhang gebracht. Aufgrund dessen wurde von der Verwendung der Ergebnisse von den beiden verletzten Testobjekten abgesehen. Die Ergebnisse von Testobjekt D41-R+15 können dagegen über die gesamte Simulationszeit von 20 ms als Validierungsparameter verwendet werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass zum einen eine Analyse der Wechselwirkungen der kinematischen, kinetischen und verletzungsrelevanten Validierungsparameter nötig ist, um Abhängigkeiten zwischen diesen zu identifizieren. Zum anderen müssen die einzelnen Testdurchläufe, also die einzelnen Experimente der Testobjekte, isoliert voneinander analysiert werden. Auf dieser Basis können dann Voraussetzungen und Bedingungen für die Verwendung der Validierungsparameter, wie beispielsweise bis zu welchem Zeitpunkt diese herangezogen werden können, definiert werden.

Zusätzlich zur Auswahl der Validierungsparameter, die mittels einer PIRT Tabelle getroffen werden sollte, müssen folglich Vorraussetzungen für eine sinnvolle Verwendung der Parameter, beispielsweise in Bezug auf den zeitlichen Rahmen, definiert werden. In Abbildung 4.31 ist dieser Prozess der Parameterauswahl und –eingrenzung dargestellt.

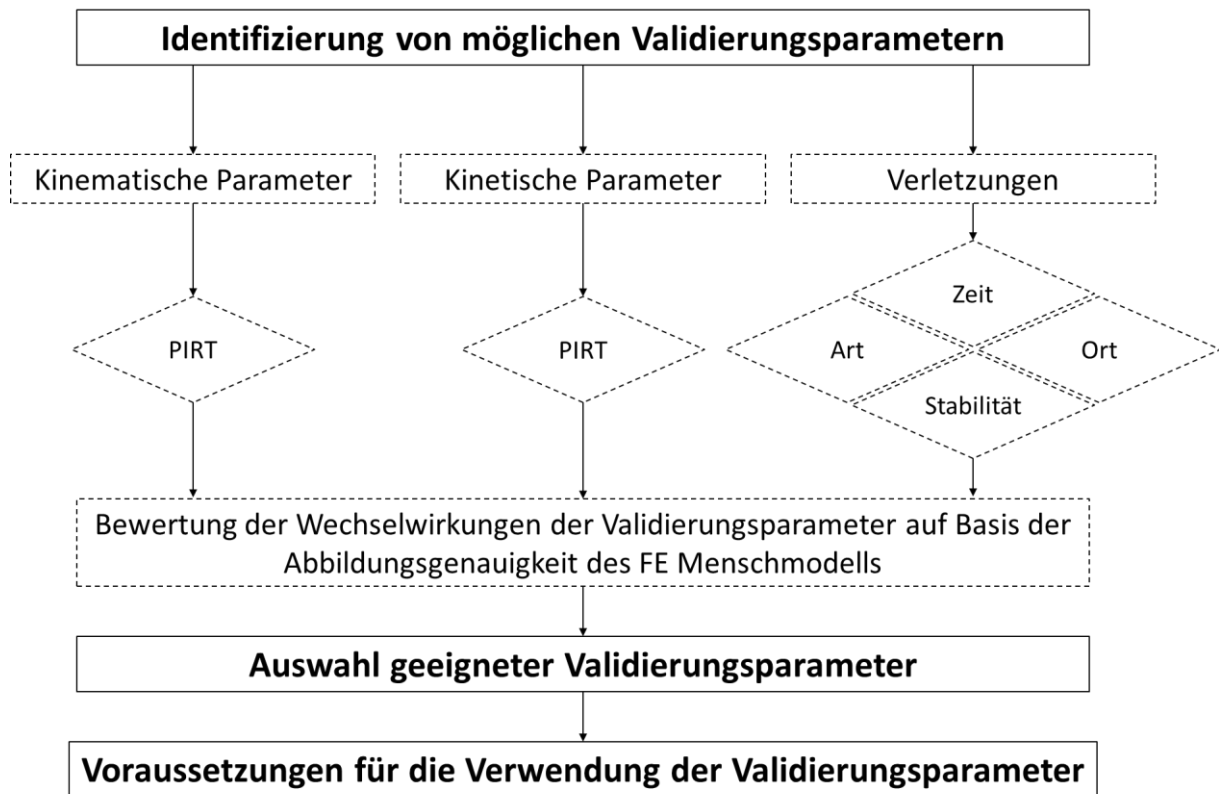


Abbildung 4.24 Identifizierung, Bewertung, Auswahl und Definition der drei Kategorien von Validierungsparameter (Kinematik, Kinetik und Verletzungen)

Experimentelle Unsicherheitenanalyse und Definition von Sensitivitätsstudien

Eine Analyse von systemimmanenten experimentellen Unsicherheiten wurde unternommen, um zu untersuchen, ob Sensitivitätsstudien zur Bestimmung und Bewertung des Einflusses der Unsicherheiten nötig wären. Die Lage der Kraftmesszelle relativ zum Aufschlagpunkt des Kopfs auf den Impaktor wurde als solche Unsicherheit identifiziert. Diese Position ist von der Anthropometrie und der Positionierung des Testobjekts abhängig. In den Referenzen sind allerdings keine Angaben zur genauen Anthropometrie der Testobjekte gegeben. Lediglich das Alter und das Geschlecht sind dokumentiert. Die Position der Testobjekte in der Prüfeinrichtung wird durch den Winkel der C7T1-Bandscheibe zur Horizontalen bestimmt, wobei durch Fäden als Hilfsmittel eine neutrale anatomische Haltung der Halswirbelsäule und des Kopfes erreicht wurde. Bei dem für die Experimente freigeschnittenen Kopf-Halswirbelsäulen-Komplex handelt es sich um einen vielschichtigen Verbund, der durch eine Vielzahl an Gelenken und damit durch viele Bewegungsfreiheitsgrade charakterisiert ist. Es ist zu bezweifeln, dass es eine reproduzierbare Technik gibt, nach denen die Testobjekte in den Experimenten identisch positioniert werden konnten. Eine Sensitivitätsstudie mit verschiedenen Positionierungen des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes müsste folglich unternommen werden, um den Einfluss der Lage der Kraftmesszelle relativ zum Aufschlagpunkt des Kopfes und somit den Einfluss der Anthropometrie der Testobjekte auf die Validierungsergebnisse zu untersuchen. Die Ergebnisse dieser Sensitivitätsstudie müssten dann in die Auswertung der Validierungsergebnisse mit aufgenommen werden, wie in Kapitel 3 demonstriert wurde. Der Fokus von Kapitel 4 lag auf zusätzlichen Erkenntnissen, die in Kapitel 3 noch nicht gewonnen und dokumentiert wurden. Deshalb wurde innerhalb dieser Arbeit eine solche Sensitivitätsstudie nicht noch einmal durchgeführt.

Evaluierung von Modellbildungsalternativen und numerische Unsicherheitenanalyse

Verschiedene Möglichkeiten, die experimentelle Prüfeinrichtung in ihr numerisches Abbild zu überführen, wurden in Bezug auf die Wahl der numerischen Randbedingungen und Abstraktionsmöglichkeiten geprüft. Die Entscheidung für eine Modellierung des Stahlkörpers und der Kraftmesszelle sowie für eine Abstraktion des Aluminiumtopfs durch Schalenelemente wurde aus zwei Gründen getroffen. Zum einen wird bei dieser Modellierung die T1-Kraft in der Kraftmesszelle gemessen und nicht, wie bei der Modellierungsalternative, als Schnittkraft durch den T1-Wirbel. Erhebt man die Kraft in der zu validierenden Struktur, in diesem Fall im T1-Wirbel, müsste zunächst sichergestellt werden, dass der Wirbel nicht als Starrkörper, wie bei vielen FE Menschmodellen üblich, sondern als deformierbare Struktur modelliert ist. Die Abbildungsgenauigkeit des Modells beeinflusst also generell nicht nur die Auswahl geeigneter Validierungsparameter, wie zuvor diskutiert, sondern auch die Möglichkeiten der numerischen Umsetzung. Zum anderen ist die Erhebung von Referenzkräften in der zu validierenden Struktur mit Vorsicht anzugehen, da im Falle eines Versagens genau der Elemente, in denen die Kraft erhoben wird, Einfluss auf den Kräfteverlauf genommen wird, unabhängig davon, ob im Experiment tatsächlich Verletzung beobachtet wurde.

Im Rahmen einer Analyse von systemimmanenten numerischen Unsicherheiten wurde der Reibwert zwischen Kopf und Impaktor als solche identifiziert. Innerhalb einer Sensitivitätsstudie müssten die Koeffizienten der Haft- und Gleitreibung variiert werden, um ihren Einfluss auf die Simulationsergebnisse zu evaluieren. Auch von dieser Studie wurde im Rahmen dieses Kapitels aus den schon zuvor unter 4.4.1 erwähnten Gründen abgesehen. Für alle Simulationen wurde ein Reibwert von 0,0 gewählt, also ein reibungsfreier Zustand angenommen. Damit ist dieser möglicherweise leicht unterschätzt.

4.4.2 Validierung

Nach der Analyse der Experimente und Modellierungsalternativen zur Vorbereitung des Modellbildungsprozesses wurde die Validierungsumgebung numerisch umgesetzt, das FE Menschmodell THUMS™ Version 4.01 integriert und der Validierungslastfall gerechnet. Im Rahmen dieser Arbeit diente die Validierung des genannten FE Modells nicht dem Zwecke, die Validität des Modells und dessen Vorhersagegenauigkeit zu bestimmen. Vielmehr sollte das Modell exemplarisch validiert werden, um auf dieser Basis weitere Konflikte und Herausforderungen für die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auf regionaler Ebene zu identifizieren, aus denen sich weitere Erkenntnisse für eine Objektivierung des Modellbildungsprozesses gewinnen lassen. Deshalb sollen im Folgenden die Validierungsergebnisse lediglich vor diesem Hintergrund diskutiert werden. Die Validität des Modells auf dem hier verwendeten Stand ist dabei nur zum Teil von Bedeutung.

Für die Validierung der Kinematik wurden die Dynamik des Kopfes und das Beugeverhalten der Halswirbelsäule des FE Menschmodells THUMS™ Version 4.01 mit den Beschreibungen aus der Referenzdokumentation verglichen. Für die kinetische Validierung wurde der zeitliche Verlauf der resultierenden Kopfkraft und der resultierenden T1-Kraft über 20 ms geplottet und mit den korrespondierenden experimentellen Kräften von Testobjekt D41-R+15 qualitativ verglichen.

Bei der Auswertung der Kinematik fiel auf, dass der Kopf des Menschmodells nach dem Aufprall auf den Impaktor sich wieder fast vollständig von diesem löste. Die Kopfkraft fiel gleichzeitig nach Erreichen des ersten Maximalwerts auf einen Wert nahe null zurück. Der Rückstoß des Kopfes war somit in der Simulation wesentlich stärker als im Referenzexperiment, bei dem die Kopfkraft nach dem ersten Maximalwert nicht auf ein vergleichbar niedriges Niveau abfiel. Außerdem wurde beim Betrachten der

Kopfkraft deutlich, dass in der Simulation sowohl der erste Maximalwert wesentlich höher war als beim Referenztestobjekt, als auch die Kraft im weiteren Kurvenverlauf einen zweiten Maximalwert erreichte. Im Experiment stellte sich die Kraft auf einem Plateau von einem wesentlich geringeren Kräfte-niveau ein. Die Höhe des ersten Maximalwerts der resultierenden T1-Kraft war zwischen Simulation und Experiment noch vergleichbar. In der Simulation wurde ein annähernd gleicher Wert wie bei Testobjekt D41-R+15 erreicht. Im weiteren Verlauf der Kraft bewegte diese sich allerdings dann in der Simulation auf einem höheren Niveau. Wurden beide Kräfte nicht isoliert, sondern unter dem Aspekt ihrer Wechselwirkung betrachtet, drängte sich die Frage auf, inwiefern das Verhalten des Kopfes die Biomechanik der Halswirbelsäule in Bezug auf Kinematik, Kinetik und auftretende Verletzungen beeinflusst. Der höhere Maximalwert der Kopfkraft und der stärkere Rückstoß des Kopfes in der Simulation suggeriert, dass auch die T1-Kraft höher ausfallen könnte, da die Halswirbelsäule nach Kopplung an den Kopf bei etwa 4 ms stärker komprimiert werden würde. Diese Vermutung trifft wohl nicht für den ersten Maximalwert der T1-Kraft zu, der noch vergleichbar ist, aber für den weiteren Verlauf der Kraft, der in der Simulation auf einem höheren Niveau liegt. Definierter Validierungszweck war es, die Vorhersagegenauigkeit der Halswirbelsäule unter axialer, dynamischer Belastung zu evaluieren. Der Kopf ist also nicht eigentliches Validierungsobjekt, war aber Teil des experimentellen Prozederes. Damit wird folglich eine Reihe von Fragen aufgeworfen.

- Auf welche Weise sind die Validierungsparameter der Halswirbelsäule, also der Verlauf der resultierenden T1-Kraft sowie das Beugeverhalten der Halswirbelsäule, von der Dynamik des Kopfes abhängig?
- Inwiefern nimmt die Dynamik des Kopfes Einfluss auf die Biomechanik der Halswirbelsäule?
- Muss zunächst die Validität des Kopfes hergestellt werden, bevor die Halswirbelsäule validiert werden kann?
- Im Falle einer Auswirkung der Kopfdynamik auf das Verhalten der Halswirbelsäule - ist der Kopf dann als Bestandteil der Validierungsumgebung oder als zu validierende Struktur anzusehen?
- Sind die in den Experimenten erhobene Kopfkraft und die Kinematik des Kopfes als Validierungsparameter anzusehen, oder sind diese vielmehr Hilfsparameter, die zuerst erfüllt werden müssen, um dann das eigentliche Validierungsobjekt, die Halswirbelsäule, zu untersuchen?

4.4.3 Sensitivitätsstudie

Um Antworten auf die zuvor definierten Fragen zu erhalten, wurde innerhalb einer Sensitivitätsstudie der Einfluss verschiedener Modellparameter am Kopf des Menschmodells auf die Validierungsergebnisse untersucht. Dazu wurden diese Parameter auf unterschiedliche Weisen variiert. Durch solche definierten Maßnahmen sollte nicht das biomechanische Verhalten des Modells verbessert werden. Vielmehr sollte auf dieser Basis untersucht werden, inwiefern das lokale und globale Verhalten des Kopfes die Biomechanik der Halswirbelsäule beeinflusst. Es sollte außerdem bestimmt werden, wo die Grenzen zwischen Validierungsumgebung und zu validierendem Modell zu ziehen sind. Der erste Schritt in dieser Studie war die Identifizierung von Parametern, für die ein Einfluss auf das Verhalten des Kopfes und der Halswirbelsäule unter dynamischer axialer Belastung wahrscheinlich ist. Dazu wurde zum einen eine Studie aus der Literatur herangezogen [75]. Zum anderen dienten eigene Studien der Auswahl geeigneter Parameter. Wie bereits in Kapitel 3 diskutiert, ist es entscheidend, dass innerhalb einer Sensitivitätsstudie ein Parameter nicht wahllos variiert wird, sondern auf Basis von Werten aus der Literatur verändert werden. Die Ergebnisse der Parameterstudien wurden in Bezug auf die resultierende Kopf- und T1-Kraft ausgewertet, um evaluieren zu können, inwiefern eine veränderte Kopfkraft mit einer veränderten T1-Kraft einhergeht. Eine Auswertung beider Kräfte (vgl. Abbildung

4.22 und Abbildung 4.23) ergab, dass es zwar einen klaren Einfluss des Verhalten des Kopfes auf das Verhalten der Halswirbelsäule gibt, was an der Streuung der T1-Kräfte zu erkennen ist. Allerdings lässt sich keine eindeutige Tendenz oder Mechanismus identifizieren, nach dem sich ein verändertes Verhalten des Kopfes auf die Belastung in der Halswirbelsäule auswirkt. Weder ist zu beobachten, dass mit einem höheren Niveau der Kopfkraft auch die Belastung in der Halswirbelsäule steigt, noch, dass ein geringerer Rückstoß des Kopfes die Belastung in der Halswirbelsäule senkt. Beispielsweise geht die Steigerung der Kopfkraft bedingt durch die höhere Masse des Kopfes mit einer höheren T1-Kraft einher. Das Senken der Kopfkraft durch das Schließen der Schädelnähte ist allerdings ebenfalls mit einer leichten Erhöhung der T1-Kraft verbunden. Durch die Definition des Versagens der Diploe nimmt der Rückstoß des Kopfes ab, die Belastung in der Halswirbelsäule bleibt aber auf einem ähnlichen Niveau wie ohne Versagensmodellierung.

Die Fragen nach der Notwendigkeit der Validität des Kopfes und die nach der Grenze zwischen Validierungsumgebung und Validierungsobjekt können nur gemeinsam beantwortet werden. Im Idealfall müsste natürlich zunächst die Validität des Kopfes hergestellt werden, bevor mit der Validierung der Halswirbelsäule begonnen werden könnte. Die Kopfkraft wäre dann lediglich als Hilfsparameter anzusehen, der nicht zur eigentlichen Validierung gehört, aber zuerst zu erfüllen ist, bevor mit der Validierung in der Halswirbelsäule begonnen werden kann. Dazu müssten geeignete Validierungslastfälle identifiziert werden, die die Vorhersagegenauigkeit des Kopfes für genau den Verwendungszweck im Validierungslastfall von Nightingale herstellen könnten. Allerdings ist es sehr unwahrscheinlich, genau solche Referenzexperimente mit ausreichend guter Dokumentation zu finden. Validiert man dennoch zunächst den Kopf, so ist diese Validierung wiederum mit Unsicherheiten verbunden, die evaluiert und in die Auswertung nicht nur der Kopfvalidierungslastfälle, sondern auch des Halswirbelsäulenlastfalls mit aufgenommen werden müssten. Die Herstellung der Validität des Kopfes ist folglich mit erheblichen Aufwänden und weiteren Unsicherheiten verbunden - Aufwände, die für viele Fragestellungen unverhältnismäßig wären, und Unsicherheiten, die die Validierungspräzision des Halswirbelsäulenlastfalls erheblich einschränken würden. Folglich bedarf es einer geeigneten alternativen Vorgehensweise.

Diese besteht darin, die Kopfdynamik als Bestandteil der Validierungsumgebung anzusehen. Die Kopfdynamik ist dabei in Bezug auf die Biomechanik der Halswirbelsäule mit Unsicherheiten verbunden. Wie die experimentelle Unsicherheit, welche in Kapitel 3 für den Rippenlastfall untersucht wurde, haben diese Unsicherheiten einen Einfluss auf die Validierungsparameter, hier die resultierende T1-Kraft, und müssen deshalb in die spätere Auswertung der Validierungsergebnisse miteinbezogen werden. Der Einfluss der Kopfdynamik auf die T1-Kraft wurde durch die Parameterstudien belegt und quantifiziert. Die Streuung der Kraft durch die einzelnen Parametervariationen gibt die mögliche Abweichung der Kraft an, welche eine Konsequenz der höheren Komplexität des Lastfalls ist. Diese Abweichung muss bei der Bewertung der späteren Validierungsergebnisse berücksichtigt werden, um - ähnlich wie in Kapitel 3 für die experimentelle Unsicherheit - die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit zu senken.

Allerdings lässt sich das in Kapitel 3 skizzierte Verfahren zur Berücksichtigung der Ergebnisse einer Sensitivitätsstudie bei der späteren Bewertung der Validierungsergebnisse und das damit verbundene Herabsetzen der Validierungsanforderungen nicht bedingungslos auf die Problemstellung dieses Kapitels übertragen. Während im vorigen Kapitel lediglich ein Parameter, die Lage der Rotationsachse, verändert wurde, wurden in diesem Kapitel innerhalb der Sensitivitätsstudie sechs verschiedene Parameter variiert. Diese Parameter sind zudem nicht Komponenten der Prüfeinrichtung, sondern betreffen

die Modellierung des Menschmodells. Zu den variierten Parametern gehörten anthropometrische Größen wie die Masse des Kopfes oder die Dicke der Kortikalis, Materialparameter wie die Steifigkeit der Kortikalis, die Versagensmodellierung der Diploe und die Materialbeschreibung des Skalps oder andere modellierungsspezifische Parameter. Eine solch regelmäßige Streuung, wie sie in den Ergebnissen der Sensitivitätsstudie in Kapitel 3 zu finden war, war deshalb nicht zu erwarten, was durch die sich kreuzenden T1-Kraftverläufe bestätigt wurde. Während in Kapitel 3 die Streuung lediglich quantitativer Natur war, unterschieden sich die Ergebnisse der Sensitivitätsstudie in diesem Kapitel zusätzlich auch qualitativ. Folglich sind nicht nur größen-, sondern auch form- und zum Teil auch phasencharakteristische Merkmale der Kurven betroffen. Der erste Schritt des in Kapitel 3 entwickelten Verfahrens stellte die Berechnung der Mittelwertskurve und die Identifizierung der oberen und unteren Extremkurve der regelmäßigen Kurvenschar dar. Aufgrund der sich kreuzenden Kurven lassen sich innerhalb dieser Sensitivitätsstudie keine Extremkurven ermitteln. Auch die Sinnhaftigkeit der Berechnung einer Mittelwertskurve von sich stark unterscheidenden Kurven bleibt zu diskutieren.

Das Einbeziehen der Abweichung der resultierenden T1-Kraft in die spätere Bewertung der Validierungsergebnisse ist folglich mit neuen Herausforderungen verbunden. Erstens wurden mehrere verschiedene Parameter variiert, die nun bei der Bewertung der Validierungsergebnisse berücksichtigt werden müssen. Es muss folglich für die Auswertung dieser Sensitivitätsstudie diskutiert und entschieden werden, ob die Ergebnisse aller Parameterstudien zusammengefasst in einem Kraft-Zeit-Diagramm oder isoliert ausgewertet werden sollen. Zweitens beruhte die Streuung nicht nur auf quantitativen, sondern auch auf qualitativen Merkmalen. Die Ergebniskurven aus jeder Parameterstudie ergaben keine regelmäßige Streuung, sondern kreuzten sich mitunter. Eine andere Methodik als in Kapitel 3 zur Ermittlung der Kurven, die die Abweichung durch die Parametervariation definieren, muss also gefunden werden. Drittens muss die Bezugskurve, mit der die Korrelation zu beiden Extremkurven berechnet wird, sinnvoll definiert werden. Es ist zu diskutieren, ob die Berechnung der Mittelwertskurven aller Varianten, ob lediglich innerhalb einer oder aller Parameterstudien, geeignet ist, da durch eine Mittelung mitunter kurvenspezifische Merkmale verlorengehen könnten. Letztens reicht eine Auswertung der Sensitivitätsanalyse mit der CORA Größenmetrik nicht aus, da auch form- und phasencharakteristische Kurvenmerkmale von der Streuung betroffen sein könnten.

4.5 Schlussfolgerungen

Im Folgenden sollen verschiedene Lösungsvorschläge für die zuvor beschriebenen Problemstellungen skizziert werden. Auf dieser Basis soll dann das in Kapitel 3 skizzierte Verfahren zur Berücksichtigung der Unsicherheiten bei der Bewertung der Validierungsergebnisse weiterentwickelt und ergänzt werden.

Für die Beantwortung der Frage, ob die Ergebnisse aller Parameterstudien zusammengefasst in einem Kraft-Zeit-Diagramm oder isoliert ausgewertet werden sollen, müssen verschiedene Faktoren berücksichtigt werden. Dabei ist die Definition der Bezugskurve, für die die Korrelation mit den beiden Grenzkurven der Streuung berechnet wird, und die Art der Grenzkurven von großer Bedeutung. Zunächst soll deren Ermittlung diskutiert werden. Für die Bestimmung der Grenzkurven wurden zwei Alternativen identifiziert. Zum einen könnte die Standardabweichung aller Varianten eines einzelnen Parameters oder aller Parameter zusammen berechnet werden und als obere und untere Grenzkurve der Streuung dienen. Dazu müsste die Höhe der zu verwendenden Standardabweichung angegeben werden. Innerhalb der ersten Standardabweichung oberhalb und unterhalb des Mittelwerts liegen für normalverteilte Merkmale etwa 68% aller Werte, innerhalb der ersten zwei Standardabweichungen etwa 95%. Zum anderen könnte die obere und untere Grenze der Streuung durch die zwei Kurven bestehend aus den Maximal-, bzw. Minimalwerten aller Kurven einer Parameterstudie oder aller Parameterstudien zusammen zu jedem Zeitpunkt t definiert werden. Bei der späteren Bewertung der Validierungsergebnisse muss wie in Kapitel 3 dargestellt die Korrelation der oberen und unteren Grenzkurve der Streuung, ob durch die Standardabweichung oder Maximal-, bzw. Minimalwerte definiert, zu einer Bezugskurve ermittelt werden. Die Definition dieser Bezugskurve ist wiederum davon abhängig, welche Grenzkurven gewählt werden. Werden diese durch die Standardabweichung der Varianten einer oder aller Parameterstudien ermittelt, muss die Bezugskurve folglich die Mittelwertskurve sein. Die Standardabweichung gibt dann an, wie stark die Streuung um diesen Mittelwert ist. Werden die Grenzkurven auf Basis der Maximal- und Minimalwerte definiert, sind für die Berechnung der Bezugskurve zwei Möglichkeiten gegeben. Zum einen könnte auch hier die Mittelwertskurve aller Varianten einer oder aller Parameterstudien ermittelt werden. Zum anderen könnte die Bezugskurve Mittelwertskurve beider Grenzkurven sein. Für die Entscheidung für oder gegen eine isolierte oder gemeinschaftliche Auswertung der Parameterstudien müssen folgende Aspekte sorgfältig abgewogen werden. Wird für jeden Parameter einzeln die Korrelation der Grenzkurven zur Bezugskurve berechnet, also die Größe der Abweichung quantifiziert, muss eine Methodik entwickelt werden, wie die verschiedenen Korrelationswerte aus den Parameterstudien im Auswerteprozess der Validierungsergebnisse gewichtet und zu einem Wert, der für die Sensitivitätsstudie im Ganzen charakteristisch ist, zusammengefasst werden. Eine Methodik könnte vorsehen, die Werte zu multiplizieren, um damit mögliche Wechselwirkungen zwischen den Parametern zu berücksichtigen. Alternativ könnte aus den verschiedenen Parametern der ausgewählt werden, für den die Abweichung am größten ist. Bei der gemeinschaftlichen Auswertung aller Parameterstudien in einem Diagramm würde nur ein Wert für die Korrelation der Grenzkurven zur Bezugskurve ermittelt werden, der in die Bewertung der späteren Validierungsergebnisse eingeht.

Im Folgenden sollen die zuvor aufgezeigten Alternativen für die Auswertung der Sensitivitätsstudie bewertet werden, um sich auf eine Vorgehensweise festzulegen, mit der das in Kapitel 3 skizzierte Verfahren zur Behandlung von Unsicherheiten ergänzt und weiterentwickelt wird.

Wird die Standardabweichung für die Definition der Grenzkurven ermittelt, muss die Mittelwertskurve der Varianten einer oder aller Parameterstudien als Bezugskurve herangezogen werden. Durch die Berechnung der Mittelwertskurve können kurvencharakteristische Merkmale verloren gehen, da sich die Kurven innerhalb einer Parameterstudie nicht nur quantitativ, sondern auch qualitativ unterscheiden. Außerdem ist die Höhe der Standardabweichung, ob erste, zweite oder dritte, festzulegen, um die obere und untere Grenze der Streuung zu definieren. Eine Basis, auf der diese Entscheidung getroffen werden könnte, fehlt allerdings. Aus diesen beiden genannten Gründen wurde von einer Berechnung der Standardabweichung abgesehen und die Grenzkurven als Kurven definiert, die aus den Maximal-, bzw. Minimalkurven aller Varianten einer oder aller Parameterstudie bestehen. Diese Kurven stellen zwar eine Art von Hybridkurven, die sich aus den Werten vieler Kurven zusammensetzen und deshalb keine realen Kurven sind, dar. Allerdings wird mit solchen Kurven die gesamte Bandbreite der Streuung abgedeckt. Für die Ermittlung der Bezugskurve, die für die Berechnung der Korrelation mit den Grenzkurven benötigt wird, wird die Mittelwertskurve aus beiden Extremkurven berechnet. Auch hier können, ähnlich wie bei der Berechnung der Mittelwertskurve auf Basis aller Varianten einer oder aller Parameterstudien, kurvenspezifische Merkmale verloren gehen. Allerdings ist diese Art der Ermittlung der Mittelwertskurve im weiteren Verfahren mit Vorteilen verbunden, die im Folgenden erläutert werden sollen. Die Art der Mittelwertskurve spielt nämlich auch bei der Entscheidung für oder gegen eine gemeinschaftliche Auswertung der Parameterstudien eine Rolle. Würde man die Ergebnisse aller Parameterstudien in einem Diagramm auswerten und dabei die Mittelwertskurve aller Varianten als Bezugskurve berechnen, würden die einzelnen Parameterstudien gewichtet werden. Solche Studien mit mehreren Varianten, wie beispielsweise der Masse des Kopfes, haben dann mehr Einfluss als solche, für die nur zwei Varianten gerechnet wurden, wie beispielsweise der Modellierung der Schädelnähte. Von einer gemeinschaftlichen Auswertung mit gleichzeitiger Berechnung der Mittelwertskurve aller Varianten muss also abgesehen werden. Die Gefahr einer nicht sinnvollen Gewichtung der Parameterstudien wäre bei der Ermittlung der Mittelwertskurve aus den beiden Grenzkurven, bestehend aus den Maximal-, bzw. Minimalwerten aller Kurven, weitgehend ausgeschlossen. Hier ist die komplette Breite der Streuung durch eben diese Grenzkurven abgebildet und die Berechnung der Mittelwertskurve nicht von der Anzahl der gerechneten Varianten abhängig. Dennoch ist damit die Frage für oder gegen eine gemeinschaftliche Auswertung noch nicht beantwortet. Werden alle Parameterstudien zusammen ausgewertet, so wird davon ausgegangen, dass es keine Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Parametern gibt. Wahrscheinlicher aber ist, dass eine Abhängigkeit zwischen diesen besteht, die eine Auswirkung auf die Ergebnisse hat. Diese Wechselwirkung der Parameter könnte dadurch in den Auswerteprozess einfließen, indem die einzelnen Werte, die für die Streuung jeder Parameterstudie berechnet werden, miteinander multipliziert werden. Dadurch würden allerdings die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit massiv gesenkt werden. Die Aussagekräftigkeit des gesamten Validierungsergebnisses wäre dann in Frage gestellt. Außerdem lässt sich diese Wechselwirkung auf Basis der in dieser Studie erhobenen Daten nicht genauer bestimmen oder quantifizieren. Dazu müsste eine große Anzahl weiterer Varianten gerechnet werden, bei denen die Parameter nicht nur einzeln, sondern auch abhängig voneinander variiert werden. Im Rahmen dieser Dissertation wurde eine solche Studie nicht durchgeführt. Bei einer isolierten Auswertung der Parameterstudien könnte auch der Wert der Abweichung aus allen Studien ermittelt werden, der die größte Streuung, bzw. die geringste Korrelation zwischen den Grenzkurven und der Bezugskurve, angibt. Damit würde lediglich der Parameter in die Auswertung der Sensitivitätsstudie eingehen, der die größte Streuung verursacht hat. Wechselwirkungen zwischen den Parametern wären somit nicht berücksichtigt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde entschieden, solche Abhängigkeiten zwischen den Parametern nicht in die Analyse mitaufzunehmen, da zu diesem Zeitpunkt über die Relevanz dieser Wechselwirkungen nur spekuliert werden

kann, eine Berücksichtigung dieser aber massiven Folgen für die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit hätte. Diese würden derart niedrig werden, dass eine sinnvolle Bewertung der Validierungsergebnisse nicht mehr möglich wäre. Werden die Wechselwirkungen vernachlässigt, bleiben zwei Alternativen. Entweder die Varianten aller Parameterstudien werden gemeinschaftlich ausgewertet, d.h. die Grenzkurven bestehen aus Maximal- und Minimalwerten aller Kurven, die Bezugskurve ist die Mittelwertskurve beider Grenzkurven und die Abweichung zwischen Grenzkurve und Mittelwertskurve geht in die Bewertung der Validierungsergebnisse mit ein. Oder die Studien werden isoliert ausgewertet, d.h. für jede Parameterstudie wird die Korrelation zwischen Grenzkurven, bestehend aus Maximal-, bzw. Minimalwerten der Kurven einer Studie, und Mittelwertskurve berechnet und die größte ermittelte Abweichung wird in der Analyse der Validierungsergebnisse berücksichtigt. Da keine der beiden Varianten entscheidende technische Vorteile hat, wurde die erst genannte Alternative gewählt, da diese mit geringeren Aufwänden verbunden ist.

Ein letzter Aspekt muss hier allerdings betrachtet werden. Es muss evaluiert werden, ob es sinnvoll ist, alle Varianten, die innerhalb einer Parametervariation gerechnet wurden, in die Analyse der Ergebnisse mitaufzunehmen. Beispielsweise wurde die Materialbeschreibung des Skalps innerhalb dieser Sensitivitätsstudie grundlegend verändert. Ein nicht dehnratenabhängiges Materialmodell wurde mit einem solchen ersetzt, welches Dehnraten abbilden konnte. Die Eingangsgröße dieser Materialbeschreibung in Form von Spannung-Dehnungskurven wurde für weitere Varianten skaliert. Für die Aufnahme dieses Parameters in den Auswerteprozess wurde entschieden, lediglich die Varianten mit dem modifizierten Materialmodell zu berücksichtigen. Das ursprüngliche Modell bildet das biomechanische Verhalten des Gewebes nicht ausreichend genug ab, was in einem enormen Unterschied der Kurvencharakteristika mit diesem und dem modifizierten Materialmodell resultiert. Für alle weiteren Parameter wurden alle Varianten als relevant bewertet und mit in die Auswertung aufgenommen.

Zusammenfassend wurde für die Weiterentwicklung des ersten Schritts des in Kapitel 3 skizzierten Verfahrens Folgendes entschieden. Alle Parameterstudien werden zunächst daraufhin überprüft, ob alle gerechneten Varianten im Auswerteprozess der Sensitivitätsstudie berücksichtigt werden sollen. Gegebenenfalls sind Varianten auszuschließen. Hierauf werden alle relevanten Kurven der Parameterstudien in einem Diagramm geplottet. Danach sind die Grenzkurven, bestehend aus den Maximal-, bzw. Minimalwerten der Kurven aller Parameterstudien, zu ermitteln. Die Bezugskurve, mit der im zweiten Schritt des Verfahrens die Korrelation berechnet wird, ist die Mittelwertskurve beider Grenzkurven.

Der nächste Schritt in dem in Kapitel 3 skizzierten Prozess ist die Berechnung der CORA Größenmetrik, um die Korrelation zwischen beiden Extremkurven und der Mittelwertskurve zu bestimmen. Wie bereits weiter oben diskutiert, unterscheiden sich die Ergebnisse der Parameterstudien nicht nur in Bezug auf quantitative Merkmale, wie der Fläche unter der Kurve, sondern auch in Bezug auf ihre Form. Deshalb ist für die Auswertung in diesem Kapitel vorgesehen, die komplette CORA Kreuzkorrelationsmetrik zu berechnen. Damit wird die Abweichung jeweils der Grenzkurven zu der Mittelwertskurve in Bezug auf die Fläche unter der Kurve ($C_{\text{Größe}}$), der Form (C_{Form}) und Phasenverschiebung (C_{Phase}) bestimmt. Wie in Kapitel 3 werden dann die Ergebnisse der Korrelation der oberen und unteren Grenzkurve zur Mittelwertskurve gemittelt.

Der abschließende Schritt ist in Bezug auf die Methodik identisch zu dem aus Kapitel 3. Hier wird das Bewertungsschema der späteren Validierungsergebnisse auf Basis der zuvor ermittelten möglichen Abweichung der Ergebnisse angepasst. Voraussetzung dafür ist, dass bei der späteren Auswertung der

Validierungsergebnisse ebenfalls die CORA Kreuzkorrelationsmetrik zur Bestimmung der Korrelation C^{Val} zwischen einer experimentellen Mittelwertskurve und der numerischen Vergleichskurve berechnet wird und diese Korrelation anhand des in Kapitel 3 vorgestellten Bewertungsschemas (Tabelle 3.7) klassifiziert wird. Die Anpassung des Bewertungsschemas erfolgt wie in Kapitel 3 durch die Multiplikation der Grenzwerte der einzelnen Bewertungsabstufungen des Schemas mit der zuvor ermittelten möglichen Abweichung (C^{Sensi}). Dadurch werden die Anforderungen an die Genauigkeit der späteren Validierungsergebnisse herabgesetzt. Da in diesem Kapitel allerdings die komplette Kreuzkorrelationsmetrik der CORA Analyse berechnet wurde, muss das Bewertungsschema für alle drei Metriken angepasst werden.

Im Folgenden soll nun der angepasste Prozess exemplarisch für die Sensitivitätsstudie dieses Kapitels durchgeführt werden.

Für den ersten Schritt werden alle innerhalb der Parameterstudie berechneten Varianten der resultierenden T1-Kraft in einem Diagramm geplottet. Hierauf wurden alle Ergebnisse daraufhin überprüft, ob alle gerechneten Varianten in die Analyse miteinbezogen werden. Dabei wurde die Simulation in der Parameterstudie zur Materialmodellierung des Skalps ausgeschlossen, in der die originale Materialbeschreibung verwendet wurde. Danach wurden die beiden Grenzkurven jeder Parameterstudie, welche jeweils durch die Minimal- und Maximalwerte der Kurvenschar definiert sind, sowie deren Mittelwertskurve bestimmt. Diese Kurven sind in Abbildung 4.25 zu sehen.

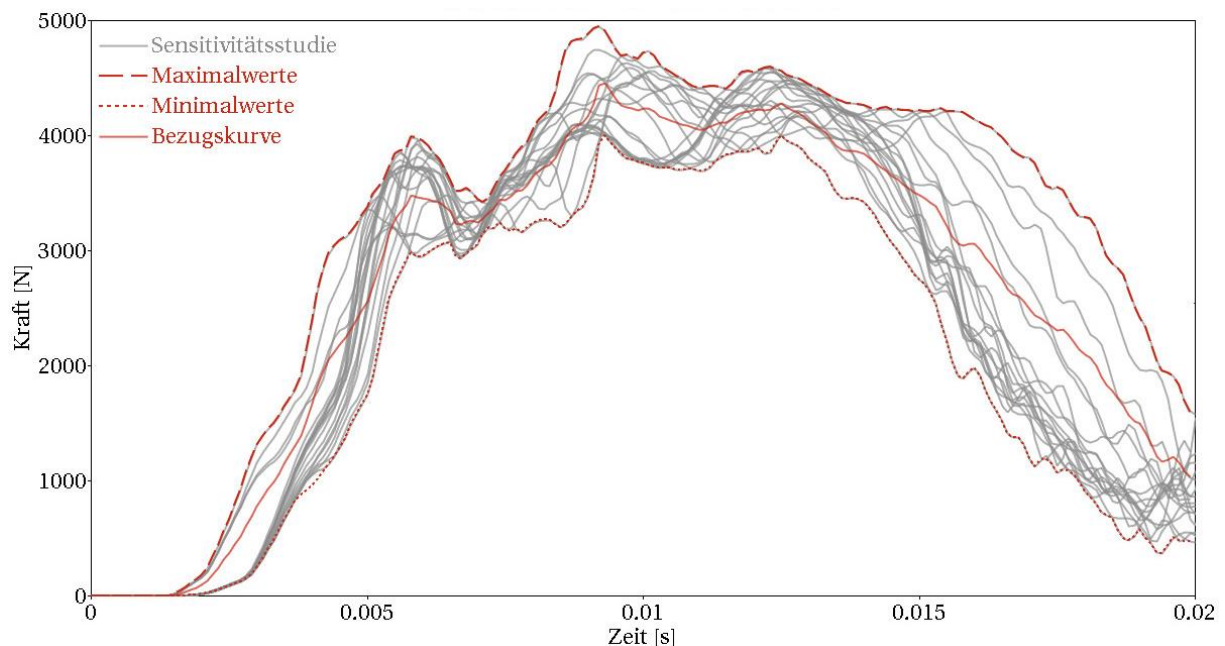


Abbildung 4.25 Bezugskurve mit oberer und unterer Grenzkurve, definiert durch jeweils die Maximal- und Minimalwerte der Kurvenschar.

Für den zweiten Schritt wurden die drei Werte der CORA Kreuzkorrelationsmetrik ($C_{\text{Größe}}$, C_{Form} und C_{Phase}) für jeweils die obere und untere Grenzkurve berechnet. Die CORA Werte beider Grenzkurven wurden dann gemittelt. Die Berechnung ergab folgende drei Werte.

$$C_{\text{Größe}}^{\text{Sensi}} = 0,718$$

$$C_{\text{Form}}^{\text{Sensi}} = 0,953$$

$$C_{\text{Phase}}^{\text{Sensi}} = 1,0$$

Auf Basis dieser drei Werte wurde dann das ISO Bewertungsschema für die spätere Auswertung der Validierungsergebnisse angepasst und damit die Anforderungen der Validierungsgenauigkeit gesenkt. Dies ist in Tabelle 4.8 zu sehen.

Tabelle 4.8 Anpassen des ISO Bewertungsschema an die Ergebnisse der Sensitivitätsstudie

Bewertung	Korrelation der Validierungsergebnisse in Bezug auf die Größe	Korrelation der Validierungsergebnisse in Bezug auf die Form	Korrelation der Validierungsergebnisse in Bezug auf die Phase
Sehr gut	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} > 0,94 * C_{\text{Größe}}^{\text{Sensi}}$ $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} > 0,675$	$C_{\text{Form}}^{\text{Val}} > 0,94 * C_{\text{Form}}^{\text{Sensi}}$ $C_{\text{Form}}^{\text{Val}} > 0,896$	$C_{\text{Phase}}^{\text{Val}} > 0,94 * C_{\text{Phase}}^{\text{Sensi}}$ $C_{\text{Phase}}^{\text{Val}} > 0,94$
Gut	$0,80 * C_{\text{Größe}}^{\text{Sensi}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,675$ $0,574 < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,675$	$0,80 * C_{\text{Form}}^{\text{Sensi}} < C_{\text{Form}}^{\text{Val}} \leq 0,896$ $0,762 < C_{\text{Form}}^{\text{Val}} \leq 0,896$	$0,80 * C_{\text{Phase}}^{\text{Sensi}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,94$ $0,8 < C_{\text{Phase}}^{\text{Val}} \leq 0,94$
Ausreichend	$0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{Sensi}} < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,574$ $0,416 < C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,574$	$0,58 * C_{\text{Form}}^{\text{Sensi}} < C_{\text{Form}}^{\text{Val}} \leq 0,762$ $0,553 < C_{\text{Form}}^{\text{Val}} \leq 0,762$	$0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{post}} < C_{\text{Phase}}^{\text{Sensi}} \leq 0,8$ $0,58 < C_{\text{Phase}}^{\text{Val}} \leq 0,8$
Mangelhaft	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,58 * C_{\text{Größe}}^{\text{Sensi}}$ $C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,458$	$C_{\text{Form}}^{\text{Val}} \leq 0,58 * C_{\text{Form}}^{\text{Sensi}}$ $C_{\text{Form}}^{\text{Val}} \leq 0,56$	$C_{\text{Größe}}^{\text{Val}} \leq 0,58 * C_{\text{Phase}}^{\text{Sensi}}$ $C_{\text{Phase}}^{\text{Val}} \leq 0,58$

Das innerhalb dieses Kapitels entwickelte Verfahren zur Berücksichtigung von Unsicherheiten, die im Rahmen der Validierung eines Menschmodells auf regionaler Ebene entstehen und aus der höheren Komplexität des Lastfalls entstehen, bei der Analyse der Validierungsergebnisse ist in Abbildung 4.26 zusammengefasst.

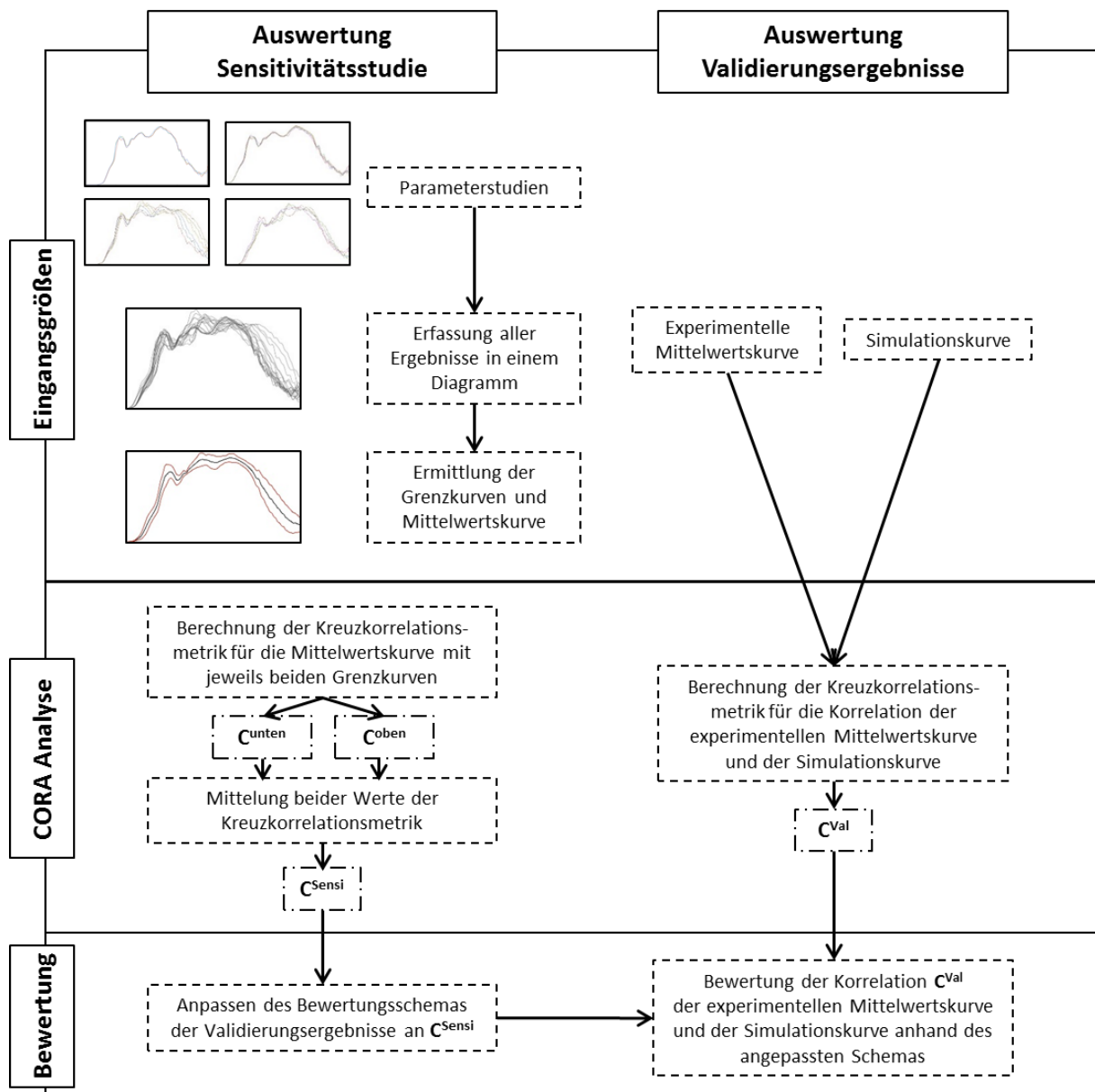


Abbildung 4.26 Berücksichtigung von Unsicherheiten, die im Rahmen der Validierung eines Menschmodells auf regionaler Ebene entstehen, bei der Analyse der Validierungsergebnisse durch das objektive Bewertungsverfahren CORA

Das für die Berücksichtigung von experimentellen Unsicherheiten in Kapitel 3 entwickelte und für die Unsicherheiten dieses Kapitels aktualisierte Verfahren weist einige Grenzen und Einschränkungen auf. Die Wechselwirkungen zwischen den verschiedenen Parametern, die innerhalb der Sensitivitätsstudie dieses Kapitels variiert wurden, wurden nicht berücksichtigt. Alle Parameter wurden lediglich isoliert voneinander verändert. Die Studie müsste folglich noch dahingehend erweitert werden, dass die Parameter in Abhängigkeit voneinander modifiziert werden, um mögliche Wechselwirkungen bei der Auswertung der Validierungsergebnisse zu berücksichtigen. Werden alle Parameter in Abhängigkeit voneinander variiert, entsteht allerdings ein beträchtlich großer Simulationsaufwand. Eine solche Studie erfordert enorm viel Rechenkapazität und ist deshalb weit im Voraus zu planen. Des Weiteren wurde weder in diesem, noch im vorigen Kapitel zunächst die Validität der zu validierenden Struktur sichergestellt. Es müsste noch evaluiert werden, inwiefern sich die Ergebnisse aus den Sensitivitätsstudien verändern, wenn das Menschmodell kalibriert und ein valides Verhalten erreicht wurde. Auch wurden die Unsicherheiten lediglich auf Basis eines Menschmodells untersucht. Es muss allerdings zu-

nächst davon ausgegangen werden, dass das Ergebnis einer Sensitivitätsstudie menschmodellabhängig ist. Für die im Rahmen einer Sensitivitätsstudie ermittelte Streuung muss angenommen werden, dass diese von Menschmodell zu Menschmodell verschieden ist. Eine Sensitivitätsstudie ist also zunächst im Rahmen der Modellbildung einer Validierungsumgebung für jedes Menschmodell individuell zu rechnen. Innerhalb einer Studie könnte in Zukunft überprüft werden, inwiefern sich die durch Unsicherheiten bedingte Streuung zwischen den Modellen ändert. Ist der Einfluss durch das Menschmodell gering, so könnte die Abweichung direkt der Validierungsumgebung zugeordnet werden, ohne die Bedingung, dass diese nur für ein bestimmtes Menschmodell gilt.

Abschließend lässt sich für das innerhalb dieser Arbeit entwickelte Verfahren sagen, dass dieses unter Berücksichtigung der eben genannten Einschränkungen anwendbar ist, an vielen Stellen aber noch durch weitere Studien weiterentwickelt werden muss. Dazu zählen nicht nur die eben genannten Untersuchungen zu den Wechselwirkungen einzelner variierten Parameter und zum Einfluss des Menschmodells auf die Streuung infolge von Parametervariationen, sondern auch die Weiterentwicklung der Methodik zur Bestimmung der Grenzkurven und Bezugskurve. Mit der Berechnung der Grenzkurven durch die Maximal- und Minimalwerte aller Kurven und der Ermittlung deren Mittelwertskurve als Bezugskurve können immer noch kurvenspezifische Merkmale verloren gehen.

Klassifizierung von Unsicherheiten

In Kapitel 3 wurden zwei Arten von Unsicherheiten identifiziert und untersucht, die Einfluss auf die Validierungsergebnisse nehmen und deshalb in eine objektive Bewertung der Ergebnisse mit aufgenommen werden müssen. Die erste Art waren modellbildungsbedingte Unsicherheiten. Diese entstanden durch die vielen Möglichkeiten der FE Methode, experimentelle Rand- und Zwangsbedingungen numerisch abzubilden. Die zweite Art waren experimentell bedingte, systemimmanente Unsicherheiten. Diese resultieren auf dem experimentellen Aufbau und Prüfprozedere. Für beide Unsicherheiten wurde ein Einfluss auf die Validierungsergebnisse nachgewiesen und zwei Verfahren für deren Behandlung skizziert. In Kapitel 4 wurde das Menschmodell THUMSTM Version 4.01 auf der nächst höheren Hierarchieebene, der regionalen Ebene, validiert. Dieser Lastfall zeichnete sich besonders dadurch aus, dass nicht nur die zu validierende Struktur des FE Menschmodells, die Halswirbelsäule, Bestandteil des experimentellen Prüfprozedur war und damit numerisch abgebildet wurde, sondern auch der Kopf des Modells. Betrachtet man den Kopf als Teil der numerischen Validierungsumgebung und nicht als Validierungsobjekt, muss eine weitere Klasse an Unsicherheiten - lastfallspezifische - eingeführt werden. Durch die Identifizierung und Variation von Menschmodellparameter lassen sich diese Unsicherheiten, wie oben beschrieben, evaluieren. In Abbildung 4.27 ist die Ergänzung der Klassen von Unsicherheiten zu sehen.

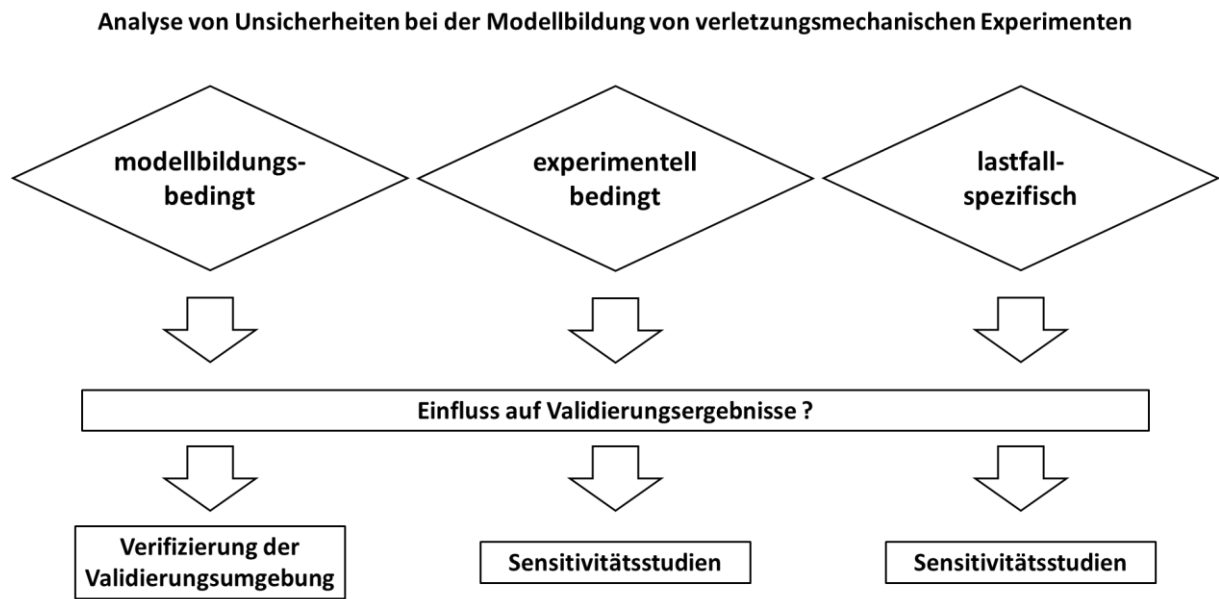


Abbildung 4.27 Analyse von Unsicherheiten bei der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten

Während des Modellbildungsprozesses eines Validierungslastfalls muss man folglich mitunter mehrere verschiedenartige Sensitivitätsstudien zur Evaluierung von Unsicherheiten rechnen, um diese bei der Bewertung der späteren Validierungsergebnisse anhand des in dieser Arbeit entwickelten Verfahrens zu berücksichtigen. Die Ergebnisse aller gerechneten Sensitivitätsstudien müssen zu einem Ergebnis zusammengefasst werden, anhand dessen dann das Bewertungsschema für die Validierungsergebnisse angepasst wird. Ein Verfahren dafür ist zu entwickeln. Dieses könnte gleich oder ähnlich aussehen, wie der in diesem Kapitel skizzierte Prozess zur Zusammenfassung aller in Kapitel 4 gerechneten Parameterstudien. Die Ergebnisse aller Sensitivitätsstudien wären demnach in einem Diagramm zusammenzufassen und auszuwerten.

5 Schlussfolgerungen

Finite-Elemente Menschmodelle bieten das Potenzial, Verletzungen auf Gewebesebene abbilden zu können. Die Untersuchung und ein besseres Verständnis von verschiedenen Verletzungsmechanismen ist die Basis, um Schutzmaßnahmen zur Prävention von Verletzungen oder zur Reduktion der Unfallschwere zu entwickeln. Allerdings stellt sich hier die Frage nach der Validität der Modelle, also ihrer Fähigkeit, verletzungsmechanische Phänomene numerisch korrekt abzubilden. Eine Validierung der Modelle, in deren Rahmen die numerische Vorhersagegenauigkeit anhand von experimentellen Daten bewertet wird, ist unerlässlich.

Die indirekte Validierung stellt gegenwärtig den Stand der Wissenschaft bei der Validierung von FE Menschmodellen dar. Versuche mit PMTO auf verletzungsrelevantem Niveau sind aus ethischen Gründen nur begrenzt durchführbar. Für eine erfolgreiche Modellbildung und Validierung von FE Menschmodellen ist deshalb die Auswahl eines geeigneten verletzungsmechanischen Referenzexperiments sowie die genaue Analyse der experimentellen Prüfeinrichtung und -prozedur entscheidend.

Verletzungsmechanische Experimente, bei denen Schäume oder andere dämpfende Materialien Teil der Prüfeinrichtung sind, sind für eine numerische Umsetzung nur dann geeignet, wenn das physikalische und mechanische Verhalten dieser Strukturen realistisch abgebildet werden kann. Letzteres setzt voraus, dass ausreichend Daten über das Materialverhalten, beispielsweise in Form von Spannung-Dehnungs-Kurven gegeben sind.

Ein verletzungsmechanisches Experiment, bei denen eine biologische Struktur an ihrem Vertexpunkt oder lateralsten Punkt belastet wird, ist keine passende Grundlage für die Validierung eines FE Menschmodells. Eine minimale Änderung einer Eingangsgröße kann bedeutende Unterschiede im Verhalten der zu validierenden Struktur verursachen, da eine Belastung an einem exponierten Punkt diese zur Bewegung in entweder die eine oder andere Richtung zwingen kann. Experimente, bei denen eine solche Bifurkation wahrscheinlich ist, sollten für die Validierung ausgeschlossen werden.

Sämtliche in den Experimenten erhobenen Messdaten müssen sorgfältig auf ihre Eignung als Validierungsparameter überprüft werden. Es gibt drei Klassen von Validierungsparametern, kinematische, kinetische und verletzungsspezifische. Anhand einer PIRT Tabelle ist jeder Parameter auf seine Relevanz und seine Abbildbarkeit im Modell zu prüfen. Parameter, für deren Erhebung die Modellabbildungsgenauigkeit nicht ausreicht oder für die es zu viele einflussnehmende Größen gibt, sind von der Validierung auszuschließen oder mit einer geeigneten Unsicherheitenanalyse zu behaften. Für eine erfolgreiche Validierung darf niemals nur die Kinetik eines Systems ausgewertet werden. Die Gefahr, dass das Modell aufgrund von vergleichbaren experimentellen und numerischen Kräften oder Momenten als valide bewertet wird, dessen globales Verhalten aber unrealistisch ist, ist gegeben. Eine Verwendung von Verletzungen als Validierungsparameter ist nur bei einer ausreichend hohen Abbildungsgenauigkeit des Modells und bei einer vollständigen Dokumentation von Art, Lokation und Zeitpunkt der Verletzung möglich. Eine Analyse der Wechselwirkungen zwischen den Klassen der Validierungsparameter ist die Basis für eine geeignete Auswahl und Bewertung dieser. Die Art, Lokation und der Zeitpunkt einer Verletzung beeinflusst die Zeitspanne, für die kinematische und kinetische Validierungsparameter zwischen Experimenten und Simulation miteinander verglichen werden können.

Experimentelle Testdurchläufe, bei denen trotz einer identischen Prüfprozedur verschiedenartige Verletzungs- oder Bewegungsmechanismen aufgetreten sind, sollten für die Auswertung der Validierungs-

ergebnisse isoliert voneinander betrachtet und keinesfalls gemittelt werden. Testdurchläufe, die gleiche Verletzungs- und Bewegungsmuster aufweisen, sollten gemeinschaftlich ausgewertet werden und von solchen isoliert werden, die einen unterschiedlichen Mechanismus darstellen.

Subjektive Präferenzen in Bezug auf die Modellbildung und die Wahl der numerischen Rand- und Zwangsbedingungen sind feststellbar. Sie können durch eine unterschiedliche Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden belegt werden. Diese Anzahl hat einen Einfluss auf die Validierungsergebnisse. Die Entscheidung für oder gegen eine Abstraktion von Komponenten der Prüfeinrichtung im numerischen Modell ist ein zentraler Schritt im Modellbildungsprozess. Durch das Erstellen einer PIRT Tabelle können Modellierungsvarianten klassifiziert werden. Scheinbar subjektiv getroffene Entscheidungen des Modellierers für oder gegen eine Art der Modellierung werden somit systematisiert, indem modellierungsrelevante Komponenten gemäß ihrem Einfluss auf die Validierungsergebnisse und der Konfidenz ihrer Abbildung im Modell bewertet werden. Die PIRT Tabelle zur Klassifizierung von modellierungsrelevanten Komponenten eines verletzungsmechanischen Experiments könnte von mehreren Modellierern erstellt werden. Ein weiterer Schritt in Richtung einer objektiveren Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten wäre getan.

Es gibt drei Arten von Unsicherheiten, die Einfluss auf den Modellbildungsprozess von verletzungsmechanischen Experimenten nehmen. Diese sind modellbildungsbedingte, experimentell bedingte und lastfallspezifische Unsicherheiten.

Modellbildungsbedingte Unsicherheiten entstehen durch die vielen Möglichkeiten der FEM, experimentelle Rand- und Zwangsbedingungen numerisch abzubilden. Eine Verifizierung der Validierungsumgebung auf experimenteller Basis ist nötig, um alle Einflussfaktoren auf die Validierungsergebnisse bedingt durch die numerische Umsetzung der Referenzexperimente auszuschließen. Die Vorhersagegenauigkeit der Validierungsumgebung wäre damit sichergestellt. Damit verbunden ist allerdings eine engere Verzahnung von Experimenten und Simulation und ein Schritt in Richtung der direkten Validierung.

Experimentell bedingte Unsicherheiten sind systemimmanente Unsicherheiten, die aus dem experimentellen Aufbau resultieren oder durch das Fehlen reproduzierbarer experimenteller Techniken und durch die anthropometrische Diversität der Testobjekte entstehen. Sie haben einen messbaren Einfluss auf die Validierungsergebnisse. Ein Quantifizieren dieses Einflusses und die Berücksichtigung bei der Bewertung der späteren Validierungsergebnisse sind zwingend erforderlich. Als Mittel der Wahl hat sich dafür die Definition und Durchführung von Sensitivitätsstudien erwiesen. Deren Ergebnisse sind Kurvenscharen, die sich selten nur in quantitativen, meist zusätzlich auch in qualitativen Merkmalen unterscheiden. Die Abweichung der Validierungsergebnisse, die aufgrund der experimentellen Unsicherheit möglich ist, ist zu bestimmen, um auf dieser Basis die Validierungsanforderungen herabzusetzen. Als mögliche Methodik hat sich das Anpassen des Bewertungsschemas der ISO TS Norm 18571 an die durch die Unsicherheiten bedingte Abweichung und das Senken der Validierungspräzision herausgestellt.

Ist eine Struktur eines Testobjekts Bestandteil der experimentellen Prüfprozedur, die Validierung dieser Struktur aber nicht primärer Validierungszweck, so ist diese Struktur als Teil der Validierungsumgebung anzusehen, der mit der dritten Art von Unsicherheiten, lastfallspezifischen Unsicherheiten, behaftet ist. Die Validität dieser Struktur muss nicht sichergestellt werden. Der Einfluss der Streuung, die durch die lastfallspezifischen Unsicherheiten entsteht, auf die Validierungsergebnisse muss quantifi-

ziert und bei der Bewertung der Validierungsergebnisse berücksichtigt werden. Innerhalb einer Sensitivitätsstudie sind verschiedene modellspezifischen Parameter auf Basis von Literaturwerten zu variieren. Durch die Auswertung der einzelnen Parameterstudien kann die mögliche Abweichung der Validierungsergebnisse bestimmt und die Anforderungen an die Validierungspräzision angepasst werden.

Die für die Evaluierung und Berücksichtigung von experimentellen und menschmodell-bedingten Unsicherheiten entwickelte Methodik ist uneingeschränkt anwendbar, wenn das Ergebnis einer Sensitivitätsstudie eine Kurvenschar ist, deren Kurven sich lediglich bezüglich größenspezifischen, nicht aber form- oder phasenspezifischen Merkmalen unterscheiden. Sind die beiden zuletzt genannten Eigenschaften betroffen oder wenn mehrere verschiedenartige Parameter innerhalb einer Sensitivitätsstudie variiert werden, werden Grenzen dieser Methodik erreicht. Eine Weiterentwicklung dieser in Bezug auf die Definition der Mittelwerts- und Grenzkurven sowie in Bezug auf mögliche Wechselwirkungen zwischen den Parametern ist nötig.

Entscheidend für die Bewertung von Unsicherheiten ist die Definition der Sensitivitätsstudien. Dabei dürfen Parameter nicht wahllos variiert werden. Vielmehr ist ihre Streuung auf Basis von anderen Angaben aus der Referenzdokumentation, anderer Publikationen oder Literaturangaben sinnvoll zu definieren, was ein fundiertes biomechanisches Verständnis voraussetzt. Durch eine zu breit angesetzte Streuung der Parameter würde die Validierungspräzision zu stark herabgesetzt werden. Eine zielgerichtete Validierung wäre dann nicht mehr möglich.

Basierend auf den Ergebnissen dieser Arbeit können folgende Empfehlungen für die Konzeption zukünftiger verletzungsmechanischer Experimente formuliert werden.

1. Schäume oder andere dämpfenden Materialien sind nur dann als Teil der experimentellen Prüfeinrichtung zu verwenden, wenn deren physikalischen und mechanischen Eigenschaften in ein numerisches Modell überführt werden können. Dies setzt voraus, dass ausreichend Daten über das Materialverhalten, beispielsweise in Form von Spannung-Dehnungs-Kurven, gegeben sind.
2. Das Experiment ist so zu planen, dass die Wahrscheinlichkeit von Bifurkationen minimal ist. Die Änderung einer Eingangsgröße sollte keinen bedeutenden Unterschied im Verhalten der zu validierenden Struktur verursachen.
3. Die Prüfprozedur sollte so konzipiert werden, dass lediglich gleiche Bewegungs- oder Verletzungsmechanismen bei den verschiedenen Testobjekten provoziert werden. Sollte das aufgrund der anthropometrischen Diversität oder aus anderen Gründen nicht möglich sein, sind die Ergebnisse nach Verletzungs- oder Bewegungsmuster zu bündeln und getrennt voneinander zur Verfügung zu stellen.
4. Vorversuche, bei denen noch kein Humanmaterial getestet wird, sind mit der experimentellen Prüfeinrichtung durchzuführen. Dabei soll ein Objekt einer klar definierten Geometrie und eines einfachen, leicht in ein mathematisches Modell überführbaren Materialverhaltens getestet werden. Auf Basis dieser Vorversuche soll die spätere numerische Validierungsumgebung verifiziert werden.
5. Art, Lokation und Zeitpunkt von allen Verletzungen oder versagenden Strukturen sind lückenlos und eindeutig zu dokumentieren. Die Folgen der Verletzung auf die Dynamik des Testobjekts sind klar zu beschreiben.
6. Experimentelle Unsicherheiten sind ausführlich zu dokumentieren.

7. Bei der Konzepterstellung des geplanten verletzungsmechanischen Experiments soll ein Modellierer beteiligt sein. Dieser soll sicherstellen, dass die gewählten experimentellen Randbedingungen numerisch abbildbar sind.

6 Ausblick

Die Validierung von FE Menschmodellen wird von verschiedenen Konsortien, wie dem GHBM-Konsortium [47] oder der THUMS User Community [54], und anderen Institutionen adressiert, um die Glaubwürdigkeit der Modelle zu fördern. Im Fokus stehen dabei vor allem die Validität von zurzeit kommerziell verfügbaren Menschmodellen, wie dem THUMS, und die Frage, wann experimentelle und numerische Ergebnisse sowie wann das Verhalten zweier FE Menschmodelle vergleichbar sind. Die Entwicklung einer objektiven Methodik wird für die Auswertung von Validierungsergebnissen stärker verfolgt als für die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten. Allerdings kann eine objektive Evaluierung der Ergebnisse erst dann erfolgen, wenn eine verlässliche Umsetzung der experimentellen Prüfeinrichtung in ihr numerisches Modell sichergestellt wurde. Eine Abgrenzung von Validierungsumgebung und zu validierendem Modell ist unerlässlich, damit die bei der Analyse der Validierungsergebnisse beobachteten Phänomene nicht auf eine unzureichende numerische Umsetzung der verletzungsmechanischen Referenzexperimente zurückzuführen sind. Eine Methodik zur Objektivierung des Modellbildungsprozesses inklusive der Auswertung von experimentellen, menschmodell- und modellbildungsbedingten Unsicherheiten wurde bisher nicht entwickelt. Innerhalb des Konsortiums THUMS User Community entsteht eine Datenbank, die für ausgewählte Validierungslastfälle Folgendes zur Verfügung stellt: die numerischen Modelle der Validierungsumgebungen, eine Dokumentation mit sämtlichen Informationen, wie ein Menschmodell anhand dieses Lastfalls in Bezug auf Modellaufbereitung und –integration sowie Auswertung zu validieren ist, und Validierungsparameter in digitaler Form. Damit soll die Basis für eine harmonisierte Validierung von FE Menschmodellen weltweit geschaffen werden.

Für eine weitere Objektivierung der numerischen Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten ist vor allem eine stärkere Verzahnung von Experimenten und Simulation nötig. Das impliziert die Entwicklung von verletzungsmechanischen Experimenten, bei deren Konzeption ihre Abbildbarkeit in einem numerischen Modell maßgeblich ist. Damit könnten FE Menschmodelle auch direkt validiert werden. Für die Bewertung, ob experimentelle Randbedingungen numerisch umsetzbar sind, wäre es dabei hilfreich, wenn auch bei der Entwicklung der experimentellen Prüfeinrichtung und des Prüfprozesses ein Modellierer beteiligt wird. Validierungsexperimente sollten dabei so konzipiert werden, dass spätere Validierungsparameter nicht von dem experimentellen Aufbau abhängig sind. Außerdem sollte eine Verifizierung der Validierungsumgebung auf experimenteller Basis durchgeführt werden, wie sie in dieser Arbeit skizziert wurde. Damit wären alle Einflussfaktoren auf die Validierungsergebnisse bedingt durch die numerische Umsetzung der Referenzexperimente ausgeschlossen.

Zukünftige Untersuchungen im Bereich der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten sollten sich vor allem der Behandlung von Unsicherheiten widmen. Dazu gehört die Anwendung der Methodik, die innerhalb dieser Arbeit zur Behandlung von experimenteller und lastfallspezifischer Unsicherheiten entwickelt wurde, mit verschiedenen Menschmodellen. Dabei soll festgestellt werden, ob die aufgrund der experimentellen Prüfeinrichtung mögliche Abweichung menschmodellabhängig ist. Ist dies nicht der Fall, könnte jede numerische Validierungsumgebung mit einer bereits quantifizierten, menschmodellunabhängigen Unsicherheitenanalyse zur Verfügung gestellt werden.

Des Weiteren sind Studien nötig, welche sich der Konzeption geeigneter Sensitivitätsstudien widmen. Die Erstellung einer geeigneten Simulationsmatrix für die Quantifizierung der Streuung ist hierbei nicht nur entscheidend hinsichtlich der Bewertung der Validierungsergebnisse. Auch die nötige Rechenka-

pazität und -zeit kann erheblich reduziert werden, wenn die Anzahl an zu rechnenden Varianten minimiert wird. Durch eine statistische Versuchsplanung (Simulationsplanung) kann mit möglichst wenigen Versuchen (Simulationen) der Wirkzusammenhang zwischen Einflussfaktoren und Zielgrößen möglichst genau ermittelt werden.

In dieser Arbeit wurde jeweils ein Validierungslastfall auf lokaler und regionaler Ebene untersucht. Dabei wurde jeweils eine modellbildungsbedingte, eine experimentell bedingte und eine lastfallspezifische Unsicherheit untersucht und isoliert voneinander ausgewertet. Während des Modellbildungsprozesses eines Validierungslastfalls muss allerdings mit mehreren Unsicherheiten aus den jeweiligen Klassen gerechnet werden. Diese sind in korrespondierenden Sensitivitätsstudien zu evaluieren. Die Ergebnisse aller gerechneten Sensitivitätsstudien müssen dann zu einem Ergebnis zusammengefasst werden, anhand dessen das Bewertungsschema für die Validierungsergebnisse angepasst wird. Ein Verfahren dafür ist zu entwickeln. Numerische Unsicherheiten wurden innerhalb dieser Arbeit nicht untersucht. Diese entstehen durch die Wahl von Kontrollparametern der Simulation. Eine Studie, die den Einfluss solcher Unsicherheiten untersucht und quantifiziert, ist nötig.

Die entwickelte Methodik zur Analyse von Unsicherheiten muss auch für Validierungslastfälle auf globaler Ebene evaluiert werden. Hier sind weitaus mehr Unsicherheiten zu erwarten. Eine Berücksichtigung aller Unsicherheiten könnte sich negativ auf die Validierungspräzision auswirken. Die Notwendigkeit, die experimentelle und simulationstechnische Vorgehensweise anpassen zu müssen, ist wahrscheinlich.

Bei der Untersuchung von Validierungslastfällen auf globaler Ebene wäre zudem zu bestimmen, ob durch eine höhere Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden eine höhere Streuung der Validierungsergebnisse infolge der numerischen Modellbildung zu erwarten ist. Dazu könnte für eine genügend große Anzahl an Lastfällen diese Streuung quantifiziert werden und ihre Korrelation mit der Anzahl an Modellierungsfreiheitsgraden untersucht werden.

Die in dieser Arbeit ermittelte Methodik zur Quantifizierung der Streuung infolge von Unsicherheiten kann dahingehend weiterentwickelt werden, dass sie die Basis für Aussagen der Verletzungswahrscheinlichkeit bei der retrospektiven Auswertung von Unfallhergängen darstellt. Je nach Größe der Abweichung könnte zum Beispiel von einer mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit auftretenden oder wahrscheinlich auftretenden Verletzung gesprochen werden. Dies wäre besonders für forensische Fragestellungen von Interesse. Zugehörige Grenzen für solche Aussagen müssten entwickelt werden und sollten sich an in der Statistik etablierten Werten orientieren.

Mit Blick auf eine Objektivierung des gesamten Validierungsprozesses sind objektive Methoden für die Auswertung der Validierungsergebnisse zu entwickeln. Ein Maß, ab wann von einem validen Modell gesprochen werden kann, bleibt zu definieren. Gegenwärtig gibt es dazu verschiedene Ansätze. Während derzeit noch eine korridorbasierte Methodik üblich ist, ergibt sich eine Tendenz immer mehr zu einem personalisierten Validieren. Grundvoraussetzungen für jede Methodik der objektiven Auswertung von Validierungsergebnissen sind die Erkenntnisse zu einer objektiven Modellbildung aus dieser Arbeit.

7 Zusammenfassung

In der Traumabiomechanik werden Abbildungen des menschlichen Körpers durch FE Modelle zur Untersuchung von Verletzungsmustern bei unterschiedlichen dynamischen Anprallszenarien eingesetzt. Durch ein besseres Verständnis von Verletzungsmechanismen, die für verschiedene Unfallszenarien charakteristisch sind, verspricht man sich, Verletzungen in Zukunft besser vorhersehen und diese durch geeignete Präventionsmaßnahmen vermeiden oder deren Schwere verringern zu können. Im Gegensatz zu konventionellen Dummy-Modellen, welche Rückschlüsse auf Verletzungsmechanismen lediglich auf Basis globaler Parameter zulassen, besitzen FE Menschmodelle das Potenzial, Verletzungen durch geeignete Spannungs- oder Dehnungsanalysen direkt in den betroffenen biologischen Strukturen vorherzusagen. Allerdings ist die Überführung des Menschen in sein numerisches Abbild mit hohen technischen Ansprüchen verbunden. Die Formulierung zahlreicher Annahmen während der Erstellung der Menschmodelle ist deshalb notwendig. Das hat zur Folge, dass der Aussagekraft von Simulationsergebnisse mit FE Menschmodellen und deren Vorhersagefähigkeit von Verletzungen kritisch betrachtet werden. Um die Modelle dennoch als Werkzeug für Fragestellungen aus dem Bereich der Automobilindustrie oder der Forensik einsetzen zu können, muss ihre Glaubwürdigkeit und damit ihre Akzeptanz in Industrie und Forschung verbessert werden. Dazu muss sichergestellt werden, dass die computergestützten Modelle in der Simulation ein vergleichbares verletzungsmechanisches Verhalten wie der Mensch in der Realität aufweisen. Der Beweis einer genügend hohen Biofidelität ist die Voraussetzung dafür, der numerischen Prädiktion und Rekonstruktion von verletzungsmechanischen Phänomenen durch die Menschmodelle Vertrauen zu schenken.

Ein solcher Beweis kann allerdings nur dann erbracht werden, wenn es objektive Kriterien gibt, nach denen die Validierung von FE Menschmodelle durchzuführen ist. Während intensiv an der Entwicklung einer objektiven Methodik für den Vergleich von experimentellen und numerischen Ergebnissen gearbeitet wird, gibt es wenige Initiativen, die sich mit der Entwicklung einer objektiven Systematik für die Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten auseinandersetzen. Allerdings kann eine objektive Evaluierung der Ergebnisse erst dann erfolgen, wenn eine fehlerfreie Umsetzung der experimentellen Prüfeinrichtung in ihr numerisches Modell sichergestellt wurde. Ziel dieser Arbeit war es deshalb, eine systematische Herangehensweise für die numerische Abbildung von Validierungsexperimenten auf verletzungsmechanisch relevantem Niveau zu entwickeln.

Dazu wurden zwei verletzungsmechanische Experimente mit PMTO ausgewählt, welche die Grundlage für die Validierung eines FE Menschmodells jeweils auf lokaler und regionaler Ebene darstellen. Eine Versuchsreihe von Del Pozo et al. [58], in deren Rahmen isolierte menschliche Rippen dynamisch in lateraler Richtung bis zur Fraktur belastet wurden, wurde als Grundlage für die Analyse eines Validierungslastfalls auf lokaler Ebene gewählt. Experimente von Nightingale et al. [72], [73], in deren Rahmen die Dynamik des Kopf-Halswirbelsäulen-Komplexes in vertikalen Kopfanprallszenarien untersucht wurde, wurde als Grundlage für die Analyse eines Validierungslastfalls auf regionaler Ebene gewählt. Beide Experimente wurden in ein numerisches Modell umgesetzt. Das FE Menschmodell THUMS™ Version 4.01 wurde in diese Validierungsumgebungen integriert und validiert. Ziel war es, Herausforderungen in Zusammenhang mit der numerischen Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten für die Validierung von FE Menschmodellen zu identifizieren und klar zu umreißen. Auf Basis dieser gefundenen Problemstellungen wurden objektive Kriterien und Prozesse für die numerische Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten entwickelt und definiert.

Drei Arten von Unsicherheiten, die im Verlaufe der Modellerstellung von verletzungsmechanischen Experimenten entstehen, wurden identifiziert. Zu diesen gehören modellbildungsbedingte, experimentell bedingte und lastfallspezifische Unsicherheiten. Modellbildungsbedingte Unsicherheiten entstehen durch die vielen Möglichkeiten der FEM, experimentelle Rand- und Zwangsbedingungen numerisch abzubilden. Sie treten bei der numerischen Umsetzung von verletzungsmechanischen Experimenten sowohl auf lokaler als auch auf regionaler Ebene auf. Experimentell bedingte, systemimmanente Unsicherheiten sind das Ergebnis von fehlenden reproduzierbaren experimentellen Techniken oder der anthropometrischen Diversität der Testobjekte. Auch diese Art von Unsicherheit ist sowohl auf lokaler als auch auf regionaler Ebene möglich. Lastfallspezifische Unsicherheiten treten auf, wenn eine Struktur eines Testobjekts Bestandteil der experimentellen Prüfprozedur ist, die Validierung dieser Struktur aber nicht primärer Validierungszweck ist und ihre Validität nicht sichergestellt wird. Damit kommt diese Art von Unsicherheit lediglich auf regionaler Ebene vor. Für alle drei Arten von Unsicherheiten konnte ein Einfluss auf die Validierungsergebnisse in Form einer Streuung nachgewiesen werden.

Der Ansatz zur Berücksichtigung dieser Streuung unterschied sich zwischen den verschiedenen Arten von Unsicherheiten. Für die Berücksichtigung der modellbildungsbedingten Unsicherheiten wurde ein prospektiver Lösungsvorschlag skizziert. Bei der Planung von zukünftigen verletzungsmechanischen Experimenten sollte die Validierungsumgebung auf experimenteller Basis verifiziert werden. Dadurch könnten alle Einflussfaktoren auf die Validierungsergebnisse bedingt durch die numerische Umsetzung der Referenzexperimente ausgeschlossen werden. Die Vorhersagegenauigkeit der Validierungsumgebung wäre damit sichergestellt. Damit verbunden sind allerdings eine engere Verzahnung von Experimenten und Simulation und ein Schritt in Richtung der direkten Validierung. Für die Behandlung von experimentell bedingten und lastfallspezifischen Unsicherheiten wurde ein anderes Verfahren entwickelt. Dieses beinhaltet die Quantifizierung der Unsicherheiten durch geeignete Sensitivitätsstudien, in denen definierte Parameter variiert werden. Die mögliche Abweichung des Parameters wird dann mithilfe der CORA Kreuzkorrelationsmetrik bestimmt. Diese Abweichung ist im späteren Auswerteprozess der Validierungsergebnisse zu berücksichtigen. Dabei muss das Bewertungsschema, das die Validierungsergebnisse nach der Güte der Validität des Modells klassifiziert, an diese Abweichung angepasst und die Anforderungen an die Validierungsgenauigkeit gesenkt werden. Voraussetzung für dieses Verfahren ist, dass die späteren Ergebnisse ebenfalls mit der CORA-Analyse ausgewertet werden. Diese Methodik ist uneingeschränkt anwendbar, wenn das Ergebnis einer Sensitivitätsstudie eine Kurvenschar ist, deren Kurven sich lediglich bezüglich größenspezifischen, nicht aber form- oder phasenspezifischen Merkmalen unterscheiden. Sind die beiden zuletzt genannten Eigenschaften betroffen oder wenn mehrere verschiedenartige Parameter innerhalb einer Sensitivitätsstudie variiert werden, werden Grenzen dieser Methodik erreicht. Eine Weiterentwicklung dieser in Bezug auf die Definition der Mittelwerts- und Grenzkurven sowie in Bezug auf mögliche Wechselwirkungen zwischen den Parametern ist nötig.

Weitere Erkenntnisse für eine Systematisierung des Modellbildungsprozesses konnten innerhalb dieser Arbeit gewonnen werden. Auf Basis dieser Erkenntnisse wurde eine Systematik entwickelt, die die Modellerstellung anhand von objektiven Kriterien vorbereitet. Schritte dieser Systematik sind:

1. Definition von Validierungszielen und des Validierungszwecks

Sollten die Validierungsziele oder der Validierungszweck aufgrund einer unzureichenden Abbildungsgenauigkeit des Menschmodells nicht erfüllbar sein, ist vom Validierungsvorhaben abzusehen oder die Ziele anzupassen.

2. Auswahl einer geeigneten Versuchskonfiguration

Ausschlusskriterien für die Wahl einer Versuchskonfiguration sind nicht abbildbare Randbedingungen (bspw. in Form von Schäumen), die Möglichkeit einer Bifurkation oder nicht abbildbare oder unzureichend dokumentierte Validierungsparameter.

3. Auswahl und Definition geeigneter Validierungsparameter

Parameter, für deren Erhebung die Modellabbildungsgenauigkeit nicht ausreicht oder für die es zu viele einflussnehmende Größen gibt, sind von der Validierung auszuschließen oder mit einer geeigneten Unsicherheitenanalyse zu behaften. Für eine erfolgreiche Validierung darf niemals nur die Kinetik eines Systems ausgewertet werden. Eine Verwendung von Verletzungen als Validierungsparameter ist nur bei einer ausreichend hohen Abbildungsgenauigkeit des Modells und bei einer vollständigen Dokumentation von Art, Lokation und Zeitpunkt der Verletzung möglich. Die Art, Lokation und der Zeitpunkt einer Verletzung beeinflusst die Zeitspanne, für die kinematische und kinetische Validierungsparameter zwischen Experimenten und Simulation miteinander verglichen werden können.

4. Analyse experimentell und lastfallspezifischer Unsicherheiten und Definition von Sensitivitätsanalysen

Durch die Auswertung von sinnvoll definierten Sensitivitätsstudien muss die mögliche Abweichung der Validierungsergebnisse aufgrund von experimentell und lastfallspezifischer Unsicherheiten bestimmt und die Anforderungen an die Validierungspräzision angepasst werden.

5. Evaluierung von Modellbildungsalternativen

Durch das Erstellen einer PIRT Tabelle sollen Modellierungsvarianten nach ihrem Einfluss auf die Validierungsergebnisse und ihrer Abbildungsgenauigkeit klassifiziert werden. Varianten, für die eine deutliche Auswirkung auf die Validierungsergebnisse bei gleichzeitiger geringer Abbildungsgenauigkeit erwartet wird, sind für die numerische Umsetzung nicht geeignet.

Empfehlungen für die Konzeption zukünftiger verletzungsmechanischer Experimente konnten auf Basis der Ergebnisse dieser Arbeit formuliert werden. Bei diesen steht besonders die Überführbarkeit der experimentellen Prüfeinrichtung in ein valides numerisches Modell, die Vermeidung von Bifurkationen und eine ausreichende Dokumentation im Vordergrund.

8 Bibliographie

- [1] K.-U. Schmitt, P. F. Niederer, M. H. Muser, und F. Walz, *Trauma Biomechanics*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010.
- [2] A. I. King, „Impact Biomechanics“, *National Academy of Engineering Website*, 2004. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.nae.edu/File.aspx?id=7291>. [Zugegriffen: 13-Jan-2016].
- [3] N. H. T. S. A. (NHTSA), „National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA)“. [Online]. Verfügbar unter: www.nhtsa.gov. [Zugegriffen: 13-Jan-2016].
- [4] D. S. Cronin, „Explicit Finite Element Method Applied to Impact Biomechanics Problems“, in *IRCOBI Conference Proceedings*, 2011, S. 240–254.
- [5] N. Yoganandan, A. M. Nahum, J. W. Melvin, und T. M. C. W. Inc, *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*. Springer New York, 2014.
- [6] K. H. Yang, „Review of mathematical human models for incorporation into vehicle safety design“, *Int. J. Veh. Des.*, Bd. 26, Nr. 4, S. 430–441, 2001.
- [7] Y. C. Fung, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York, NY: Springer New York, 1981.
- [8] Verein Deutscher Ingenieure, „VDI Richtlinie 3633“. .
- [9] W. Oberkampf, „Verification and validation in computational fluid dynamics“, Elsevier, 2002.
- [10] H. Stachowiak, *Allgemeine Modelltheorie*. Wien: Springer Verlag, 1973.
- [11] J. Betten, „Finite-Elemente für Ingenieure“, 1997.
- [12] D. Fressmann, „FE Human Modelling in Crash – Aspects of the numerical Modelling and current Applications in the Automotive Industry“, in *LS-DYNA Anwenderforum*, 2007, S. 23–34.
- [13] P. Vezin, „Development of a set of Numerical Human Models for Safety. 33th Stapp Car Crash Conference“, 1989.
- [14] K. Von Merten, „Verringerung des Risikos von Thoraxverletzungen beim PKW-Seitenaufprall - FEM Simulationen mit dem Mensch-Modell HUMOS“, Ludwig-Maximilians-Universität, 2008.
- [15] „The Visible Human Project“. [Online]. Verfügbar unter: https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html. [Zugegriffen: 14-Jan-2016].
- [16] H. Yamada und F. G. Evans, *Strength of biological materials*. Williams & Wilkins, 1970.
- [17] „Users Guide Documentation Total Human Model for Safety (THUMS) 3“. Toyota Motor Corporation, 2008.
- [18] K. Shigeta, Y. Kitagawa, und T. Yasuki, „Development of next generation human FE-model capable of organ injury prediction“, *Proceedings of the 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2009. .
- [19] M. Iwamoto, Y. Nakahira, und H. Kimpara, „Development and Validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) Toward Further Understanding of Occupant Injury Mechanisms in Precrash and During Crash“, *Traffic Inj. Prev.*, Bd. 16, Nr. sup1, S. S36–S48, 2015.
- [20] GHBMC, „Global Human Body Models Consortium (GHBMC) - User Manual“, 2014.
- [21] P. Vezin und J. P. Verriest, „Development of a Set of Numerical Human Models for Safety“, S. 1–16, 2005.
- [22] A. E. Anderson, B. J. Ellis, und J. A. Weiss, „Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics“, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, Bd. 10, Nr. 3, S.

- 171–184, Juni 2007.
- [23] H. B. Henninger, S. P. Reese, A. E. Anderson, und J. A. Weiss, „Validation of computational models in biomechanics“, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, Bd. 224, Nr. 7, S. 801–812, 2010.
 - [24] „Guide for Verification and Validation in Computational Solid Mechanics“, 2006.
 - [25] W. L. Oberkampf, M. Sindir, und A. T. Conlisk, „Guide for the verification and validation of computational fluid dynamics simulations“, *Am. Inst. Aeronaut. Astronaut.*, 1998.
 - [26] B. W. Boehm und Others, *Software engineering economics*, Bd. 197. Prentice-hall Englewood Cliffs (NJ), 1981.
 - [27] F. G. Blottner, „Accurate Navier-Stokes results for the hypersonic flow over a spherical nosetip“, *J. Spacecr. Rockets*, Bd. 27, Nr. 2, S. 113–122, 1990.
 - [28] N. Oreskes, K. Shrader-Frechette, K. Belitz, und Others, „Verification, validation, and confirmation of numerical models in the earth sciences“, *Science (80-)*, Bd. 263, Nr. 5147, S. 641–646, 1994.
 - [29] K. Popper, *The logic of scientific discovery*. Routledge, 2005.
 - [30] W. L. Oberkampf, T. G. Trucano, und C. Hirsch, „Verification, validation, and predictive capability in computational engineering and physics“, *Appl. Mech. Rev.*, Bd. 57, Nr. 5, S. 345–384, 2004.
 - [31] P. J. Roache, *Verification and validation in computational science and engineering*. Hermosa, 1998.
 - [32] R. V Wilson, F. Stern, H. W. Coleman, und E. G. Paterson, „Comprehensive approach to verification and validation of CFD simulations Part 2: Application for RANS simulation of a cargo/container ship“, *J. Fluids Eng.*, Bd. 123, Nr. 4, S. 803–810, 2001.
 - [33] F. Stern, R. V Wilson, H. W. Coleman, und E. G. Paterson, „Comprehensive approach to verification and validation of CFD simulations part 1: methodology and procedures“, *J. Fluids Eng.*, Bd. 123, Nr. 4, S. 793–802, 2001.
 - [34] M. Sudipto, „Dynamic properties of the shoulder complex bones“, *SAE*, 2011.
 - [35] F. J. Lopez-Valdes u. a., „Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD.“, *Ann. Adv. Automot. Med.*, Bd. 54, S. 61–78, 2010.
 - [36] A. C. Jones und R. K. Wilcox, „Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis“, *Med. Eng. Phys.*, Bd. 30, Nr. 10, S. 1287–1304, 2008.
 - [37] C. Jacob, F. Charras, X. Trosseille, J. Hamon, M. Pajon, und J. Y. Lecoz, „Mathematical models integral rating“, *Int. J. Crashworthiness*, Bd. 5, Nr. 4, S. 417–432, 2000.
 - [38] F. Gayzik, „An Evaluation of Objective Rating Methods for Full Body Finite Element Model Comparison to PMHS Tests“, 2013.
 - [39] S. Greg u. a., „Impact Response of Restrained PMHS in Frontal Sled Tests: Skeletal Deformation Patterns Under Seat Belt Loading“, *Stapp Car Crash J.*, Bd. 53, S. 1–48, 2009.
 - [40] T. Sprague, „A spectral-element method for modelling cavitation in transient fluid-structure interaction.“, 2004.
 - [41] H. Rhule, „Development of a new biofidelity ranking system for anthropomorphic test devices. Stapp Car Crash Journal 46“, 2002.

- [42] C. Gehre, H. Gades, und P. Wernicke, „Objective Rating of Signals using Test and Simulation Responses“, *Enhanc. Saf. Veh.*, 2009.
- [43] N. Vavalle, B. C. Jelen, D. P. Moreno, J. D. Stitzel, und F. S. Gayzik, „An evaluation of objective rating methods for full-body finite element model comparison to PMHS tests.“, *Traffic Inj. Prev.*, Bd. 14 Suppl, S. S87-94, 2013.
- [44] C. Gehre und S. Stahlschmidt, „Assessment of dummy models by using objective rating methods“, in *Enhanced Safety Vehicle (ESV)*, 2011, S. 1–9.
- [45] J. a Weiss, J. C. Gardiner, B. J. Ellis, T. J. Lujan, und N. S. Phatak, „Three-dimensional finite element modeling of ligaments: technical aspects.“, *Med. Eng. Phys.*, Bd. 27, S. 845–861, 2005.
- [46] „Users Guide Documentation Total Human Model for Safety (THUMS) 4“, 2010.
- [47] F. Gayzik, „GHBMC: Completion of Phase I - Development of the Global Human Body Models Consortium Mid-Sized Male Full Body Finite Element Model“, 2012.
- [48] F. Gayzik, „Development of the Global Human Body Models Consortium Mid-Sized Male Full Body Model. Injury Biomechanics Research 39th International Workshop“.
- [49] T. Kitagawa, Y.; Yasuki, „Development and Application of THUMS Version 4“, *Hum. Model. Simul. Automot. Eng.*, 2014.
- [50] M. Iwamoto und Y. Nakahira, „Development and Validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) Version 5 Containing Multiple 1D Muscles for Estimating Occupant Motions with Muscle Activation During Side Impacts.“, *Stapp Car Crash J.*, Bd. 59, S. 53–90, Nov. 2015.
- [51] N. Vavalle, B. C. Jelen, D. P. Moreno, J. D. Stitzel, und F. S. Gayzik, „An evaluation of objective rating methods for full-body finite element model comparison to PMHS tests.“, *Traffic Inj. Prev.*, Bd. 14 Suppl, Nr. December 2014, S. S87-94, 2013.
- [52] N. Vavalle, M. L. Davis, J. D. Stitzel, und F. S. Gayzik, „Quantitative Validation of a Human Body Finite Element Model Using Rigid Body Impacts“, *Ann. Biomed. Eng.*, Bd. 43, Nr. 9, S. 2163–2174, 2015.
- [53] G. Park, T. Kim, J. R. Crandall, C. Arregui Dalmases, und B. J. Luzón Narro, „Comparison of kinematics of GHBMC to PMHS on the side impact condition“, in *2013 IRCOB Conference Proceedings*, 2013, S. 368–379.
- [54] T. Fuchs, „THUMS User Community – Challenges in Validating THUMS in Different Crash Codes“, in *The 2015 THUMS European Users' Meeting*, 2015.
- [55] M. W. J. Arun, J. R. Humm, N. Yoganandan, und F. A. Pintar, „Biofidelity Evaluation of a Restrained Whole Body Finite Element Model under Frontal Impact using Kinematics Data from PMHS Sled Tests“, in *IRCOBI Conference Proceedings*, 2015, Nr. IRC-15-69.
- [56] R. Paas, J. Östh, und J. Davidsson, „Which Pragmatic Finite Element Human Body Model Scaling Technique Can Most Accurately Predict Head Impact Conditions in Pedestrian-Car Crashes?“, in *IRCOBI Conference Proceedings*, 2015, Nr. IRC-15-64.
- [57] T. Rossman, V. Kushvaha, und D. Dragomir-Daescu, „QCT/FEA predictions of femoral stiffness are strongly affected by boundary condition modeling“, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, Bd. 19, Nr. 2, S. 208–216, Jan. 2016.
- [58] E. Del Pozo, „Structural response and strain patterns of isolated ribs under lateral loading“, *Int. J. Crashworthiness*, Bd. 16, Nr. 2, S. 169–180, 2011.
- [59] R. Salzar, „Load path distribution within the pelvic structure under lateral loading. International Crashworthiness Conference, Kyoto.“, 2008.

- [60] R. Welsh, „Injury outcomes in side impacts involving modern passenger cars. International Technical Conference on the enhanced safety of vehicles, NHTSA“, 2007.
- [61] J. Bolte, „Shoulder impact response and injury due to lateral and oblique loading, Stapp Car Crash Journal 47“, 2003.
- [62] R. Bouquet, „Thoracic and pelvis human response to impact, Enhanced Safety to Vehicles (ESV) Paper 94“, 1994.
- [63] G. Klaus, „Side impact - a comparison between dummies and cadavers, correlations between cadaver loads and injury severity. Society of Automotive Engineers SAE“, 1984.
- [64] Z. Li u. a., „Rib fractures under anterior-posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study“, *J. Biomech.*, Bd. 43, Nr. 2, S. 228–234, 2010.
- [65] D. Poulard, „The contribution of pre-impact spine posture on human body model response in whole-body side impact. Stapp Car Crash Journal, Vol. 58“, 2014.
- [66] M. W. Kindig, A. G. Lau, J. L. Forman, und R. W. Kent, „Structural response of cadaveric ribcages under a localized loading: stiffness and kinematic trends“, *Stapp Car Crash J.*, Bd. 54, S. 337, 2010.
- [67] M. W. Kindig, „Tolerance to failure geometric influences on the stiffness of human ribs under anterior-posterior loading“, University of Virginia, 2009.
- [68] D. Poulard, R. W. Kent, M. Kindig, Z. Li, und D. Subit, „Thoracic response targets for a computational model: A hierarchical approach to assess the biofidelity of a 50th-percentile occupant male finite element model“, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, Bd. 45, S. 45–64, 2015.
- [69] T. Fuchs, „TUC Validation Repository - Load Case Description & Validation Protocol“, 2016.
- [70] M. R. Maltese, R. H. Eppinger, H. H. Rhule, B. R. Donnelly, F. A. Pintar, und N. Yoganandan, „Response corridors of human surrogates in lateral impacts.“, *Stapp Car Crash J.*, Bd. 46, S. 321–51, Nov. 2002.
- [71] the International Organization for Standardization, „ISO/TS 18571: Road vehicles — Objective rating metric for non-ambiguous signals“, 2014.
- [72] R. W. Nightingale, J. H. McElhaney, W. J. Richardson, und B. S. Myers, „DYNAMIC RESPONSES OF THE HEAD AND CERVICAL AXIAL IMPACT LOADING SPINE TO“, *J. Biomech.*, Bd. 29, Nr. 3, 1996.
- [73] R. W. Nightingale, J. H. McElhaney, D. L. Camacho, M. Kleinberger, B. A. Winkelstein, und B. S. Myers, „The Dynamic Responses of the Cervical Spine: Buckling, End Conditions, and Tolerance in Compressive Impacts“, in *41st Stapp Car Crash Conference Proceedings*, 1997, S. 451–471.
- [74] H. Cheng, L. Obergefell, und A. Rizer, „Generator of Body (GEBOD) Manual“. 1994.
- [75] D. L. Camacho, „Experimental Flexibility Measurements for the Development of a Computational Head-Neck Model validated for Near-Vertex Head Impact.“, in *Proceedings of the 41st Annual Stapp Car Crash Conference*, 1997, S. 473–486.
- [76] R. Dumas, L. Cheze, und J.-P. Verriest, „Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters“, *J. Biomech.*, Bd. 40, Nr. 3, S. 543–553, 2007.
- [77] H. W. Jürgens, „Erhebung anthropometrischer Maße zur Aktualisierung der DIN 33 402 – Teil 2“, Dortmund/Berlin/Dresden, 2004.
- [78] S. Debasis, D. Caroline, N. Yoganandan, und R. Willinger, „Composite FE Human Skull Model Validation and Development of Skull Fracture Criteria.“, in *IRCOBI Conference Proceedings*, 2014.

- [79] C. Deck und R. Willinger, „Improved head injury criteria based on head FE model“, *Int. J. Crashworthiness*, Bd. 13, Nr. 6, S. 667–678, 2008.
- [80] C. Deck und R. Willinger, „Head injury prediction tool for predictive systems optimization“, in *Proceedings of the 7th European LS-DYNA Conference*, 2008.
- [81] J. Peterson und P. C. Dechow, „Material properties of the inner and outer cortical tables of the human parietal bone“, *Anat. Rec.*, Bd. 268, Nr. 1, S. 7–15, 2002.
- [82] V. Sabanciogullari, I. Salk, M. Cimen, V. Sabanciogullari, I. Salk, und M. Cimen, „The relationship between total calvarial thickness and diploe in the elderly“, *Int. J. Morphol.*, Bd. 31, Nr. 1, S. 38–44, 2013.
- [83] F. Lanzl, „Entwicklung und Validierung einer Materialbeschreibung für Haut unter dynamischer Belastung“, Diplomarbeit in der AG Biomechanik, Institut für Rechtsmedizin, Ludwig-Maximilians-Universität, 2014.
- [84] G. S. Bahling, R. T. Bundorf, G. S. Kaspzyk, E. A. Moffatt, K. F. Orlowski, und J. E. Stocke, „Rollover and drop tests—the influence of roof strength on injury mechanics using belted dummies“, in *Proceedings of the 34th Stapp Car Crash Conference*, 1990, S. 101–112.
- [85] J. E. Bailes, J. M. Herman, M. R. Quigley, L. J. Cerullo, und P. R. Meyer, „Diving injuries of the cervical spine.“, *Surg. Neurol.*, Bd. 34, Nr. 3, S. 155–158, 1990.
- [86] J. Torg, J. Guille, und S. Jaffe, „Injuries to the cervical spine in American football players.“, *J. Bone Jt. Surg.*, Bd. 84, Nr. 1, S. 112–122, 2002.
- [87] C. H. Tator, C. F. Provvidenza, L. Lapczak, J. Carson, und D. Raymond, „Spinal Injuries in Canadian Ice Hockey: Documentation of Injuries Sustained from 1943-1999“, *Can. J. Neurol. Sci.*, Bd. 31, Nr. 4, S. 460–466, Nov. 2004.
- [88] W. L. Thompson, I. G. Stiell, C. M. Clement, R. J. Brison, und Canadian C-Spine Rule Study Group, „Association of injury mechanism with the risk of cervical spine fractures.“, *CJEM*, Bd. 11, Nr. 1, S. 14–22, Jan. 2009.
- [89] J. W. Carter, G. S. Ku, D. J. Nuckley, und R. P. Ching, „Tolerance of the cervical spine to eccentric axial compression.“, *Stapp Car Crash J.*, Bd. 46, S. 441–59, Nov. 2002.
- [90] J. H. McElhaney, J. G. Paver, H. J. McCrackin, und G. M. Maxwell, „Cervical Spine Compression Responses“, 1983.
- [91] F. A. Pintar, N. Yoganandan, L. Voo, J. F. Cusick, D. J. Maiman, und A. Sances, „Dynamic Characteristics of the Human Cervical Spine“, 1995.
- [92] J. R. Kerrigan u. a., „Axial Compression Injury Tolerance of the Cervical Spine: Initial Results“, *Traffic Inj. Prev.*, Bd. 15, S. 265–269, 2014.
- [93] C. Van Toen, A. D. Melnyk, J. Street, T. R. Oxland, und P. A. Crompton, „The effect of lateral eccentricity on failure loads, kinematics, and canal occlusions of the cervical spine in axial loading“, *J. Biomech.*, Bd. 47, Nr. 5, S. 1164–1172, 2014.

9 Glossar

Abtastrate	Häufigkeit, mit der ein kontinuierliches Signal in einer vorgegebenen Zeit abgetastet und in ein zeitdiskretes Signal umgewandelt wird
Abtaststörung	Fehler, wenn im abzutastenden Signal Frequenzanteile vorkommen, die höher als die halbe Abtastrate sind
AIAA	American Institute of Aeronautics and Astronautics
anisotrop	Richtungsabhängigkeit einer Materialbeschreibung
ASME	American Society of Mechanical Engineers
Biofidelität	Vermögen des FE Models, menschliches Verhalten real abbilden zu können
Bruchdehnung	Materialkennwert, der im Zugversuch die Verlängerung der Probe nach dem Bruch, bezogen auf die Anfangsmesslänge, angibt
CFC	Channel Frequency Class (Filterbezeichnung)
CFD	Computational Fluid Dynamics (numerische Strömungsmechanik)
CORA	Correlation and Analysis (Methodik zur objektiven Bewertung der Korrelation zweier Signale)
Crashtest	Kollisionsversuch von Fahrzeugen unter realistischen, aber kontrollierten Bedingungen
Elastizitätsmodul	Materialkennwert zur Beschreibung des Zusammenhangs von Spannung und Dehnung unter Zug, bzw. Druckbelastung
FE	Finite Elemente
FEM	Finite-Elemente Methode
Fließspannung	Spannung, ab der der Körper anfängt, sich plastisch zu verformen
elastoplastisch	Materialbeschreibung mit Berücksichtigung elastischer und plastischer Verformungsanteile
GHBMC	Global Human Body Model Consortium
GCI	Grid Convergence Index (Methodik zur Ermittlung einer angemessenen Elementgröße)
g	Erdbeschleunigung ($9,81 \text{ m/s}^2$)
HIC	Head Injury Criterion (Kopfverletzungskriterium)

H-Model	Menschmodell auf Basis der Finite-Elemente Methode
Hourglassenergie	Hourglassenergien entstehen durch eine unphysikalische Verformung des FE Netzes aufgrund einer rechenzeitsparenden und stabilitätsfördernden Reduktion der Anzahl der (Gaußschen) Integrationspunkte
HUMOS	Human Model for Safety (Menschmodell auf Basis der Finite-Elemente Methode)
LS-DYNA	Finite-Elemente Software
Netz	Gesamtheit der Knoten und Elemente eines FE Modells
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration (US amerikanische Behörde)
PMTO	Postmortales Testobjekt
Preprocessing	Alle Schritte der Vorbereitung eines FE Modells auf die Rechenphase
Postprocessing	Alle Schritte der Ergebnisauswertung nach der Rechenphase
quasistatisch	Prozess, der ausschließlich als eine Abfolge von Gleichgewichtszuständen betrachtet werden kann
Querkontraktionszahl	Materialkonstante zur Beschreibung des Zusammenhangs gleichzeitiger Verformung in verschiedenen Richtungen
SAE	Society of Automotive Engineers (nach der Gesellschaft benannte Art von Filtern)
Solver	Berechnungsprogramm der Finite-Elemente Methode, Finite-Elemente Software
THUMS	Total Human Model for Safety (Menschmodell auf Basis der Finite-Elemente Methode)
transient	Eigenschaft eines Parameters, im Zeitablauf keinem konstanten Wert zu folgen
TUC	THUMS User Community
V&V	Verifizierung und Validierung
Validierungsmetrik	Mathematisches Maß, das den Unterschied zwischen computergestützten Vorhersagefähigkeit und experimenteller Realität bestimmt
viskoelastisch	Materialbeschreibung mit Berücksichtigung zeit-, temperatur- und frequenzabhängiger Merkmale
VDI	Verein Deutscher Ingenieure

Lebenslauf

Therese Fuchs

geboren	am 23.03.1988 in München
2007 – 2011	Studium der Bioprozesstechnik, Technische Universität München (TUM), München, Deutschland
2011	Bachelorarbeit: Untersuchung und Charakterisierung von Hydrogelen
2011 – 2012	Studium der Biomedizintechnik (<i>Biomedical Engineering</i>), University of Surrey, Guildford, Vereinigtes Königreich
2012	Masterarbeit: Finite-Elemente Modellierung der Druckwellentherapie
Seit 2013	wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Rechtsmedizin der Universität München
2016	wissenschaftlicher Nachwuchspreis der Deutschen Gesellschaft für Verkehrsmedizin (DGVM)